



**Departamento de Mecánica de Medios Continuos y
Teoría de Estructuras**

Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Caminos, Canales y
Puertos

Universidad Politécnica de Madrid

**Modelos de cálculo para solicitaciones
estáticas y dinámicas en huesos.
Aplicación a la simulación mediante
elementos finitos de impactos en el
fémur humano**

Trabajo de investigación

Javier Oliva Quecedo
Ingeniero de Caminos

Director: José María Goicolea Ruigómez
Doctor Ingeniero de Caminos, Canales y Puertos

Madrid, Junio de 2007

Modelos de cálculo para solicitaciones estáticas y dinámicas en huesos. Aplicación a la simulación mediante elementos finitos de impactos en el fémur humano

Trabajo de investigación
Universidad Politécnica de Madrid

Madrid, Junio 2007

Javier Oliva Quecedo
Ingeniero de Caminos

Director: José María Goicolea Ruigómez
Doctor Ingeniero de Caminos, Canales y Puertos

Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Caminos, Canales y Puertos
Departamento de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras

Universidad Politécnica de Madrid
Profesor Aranguren s/n
Madrid 28040

Teléfono: (+34) 91 336 6760
Fax: (+34) 91 336 6702
Correo electrónico: joliva@mecanica.upm.es

Resumen

Este trabajo es una primera etapa de una investigación que dará lugar a una tesis doctoral. Conocer los mecanismos de rotura del fémur durante choques frontales de tráfico y las localizaciones más probables de lesión será una gran ayuda para proteger esa región de los ocupantes de vehículos. Este asunto está cobrando cada vez mayor importancia dentro de la Biomecánica de Impacto debido al aumento relativo de las lesiones graves en las extremidades inferiores como consecuencia de siniestros en las carreteras.

Se presentan algunos aspectos relevantes de histología ósea y de la organización estructural del fémur humano.

Mediante modelos de elementos finitos se han simulado numéricamente los ensayos clásicos de caracterización estructural de este tipo de huesos utilizando la geometría y las propiedades de réplicas artificiales de ese hueso.

Para obtener de forma más realista las propiedades del fémur humano hemos recurrido al concepto de remodelación ósea interna. Presentamos un repaso de las formulaciones matemáticas que tratan de reproducir este fenómeno. Se ha implementado un modelo de remodelación isótropo que se ha evaluado en casos simples de tracción uniaxial antes de aplicarse a geometrías realistas.

También se presentan unos resultados preliminares sobre la rotura del hueso bajo sollicitaciones del tipo de las que pueden producirse en accidentes frontales de tráfico.

Índice general

Resumen	III
Índice de figuras	VII
Índice de cuadros	XI
Agradecimientos	XIII
1. Introducción, objetivos y alcance	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Contenido del trabajo	3
2. Antecedentes	5
2.1. La Biomecánica	5
2.2. Biología del hueso	6
2.2.1. Histología ósea	6
2.2.2. Clasificación de los huesos según su forma	12
2.2.3. La remodelación ósea	13
2.3. El fémur	14
2.3.1. Descripción	14
2.3.2. Ensayos clásicos de caracterización mecánica	18
2.3.3. Réplicas artificiales	22
2.4. Investigaciones sobre sollicitaciones en el fémur en accidentes de tráfico . . .	29
2.5. Modelos de remodelación mecánica	30
2.5.1. La <i>ley de Wolff</i> y la <i>adaptación funcional</i> de Roux	30
2.5.2. Modelos matemáticos de remodelación interna	32
3. Simulación de los ensayos de caracterización en réplicas	41
3.1. Introducción	41
3.2. Réplica de segunda generación de <i>Sawbones</i>	41
3.2.1. Geometría	41
3.2.2. Materiales	42
3.2.3. Mallas de elementos finitos	43
3.2.4. Flexiones	43
3.2.5. Torsión	51
3.2.6. Comportamiento bajo carga cuasi-axial	53

3.2.7. Conclusiones	59
3.3. Réplica de tercera generación de <i>Sawbones</i>	59
3.3.1. Geometría	59
3.3.2. Materiales	60
3.3.3. Mallas de elementos finitos	60
3.3.4. Flexiones	61
3.3.5. Torsión	66
3.3.6. Cuasi-axial	67
3.3.7. Conclusiones	71
4. Obtención de las propiedades mecánicas del fémur	73
4.1. Introducción	73
4.2. Modelo isótropo de Stanford	73
4.3. Aplicación a modelos simples	77
4.3.1. Caso sin zona muerta y con densidad inicial homogénea (W0R0) . .	78
4.3.2. Caso con zona muerta y con densidad inicial homogénea (W1R0) .	82
4.3.3. Caso sin zona muerta y con densidad inicial heterogénea (W0R1) .	85
4.3.4. Caso con zona muerta y con densidad inicial heterogénea (W1R1) .	91
4.4. Aplicación a la región proximal del fémur	93
4.5. Aplicación al fémur completo	98
5. Simulación de cargas accidentales mediante elementos finitos	101
5.1. Introducción	101
5.2. Simulación de rotura bajo carga axial en una réplica	101
5.3. Simulación de rotura bajo carga axial en un hueso real heterogéneo	107
6. Conclusiones y trabajo futuro	111
Bibliografía	115

Índice de figuras

1.1. Radiografía de un fémur roto en un accidente de tráfico y de su reparación	2
2.1. Hueso compacto y hueso esponjoso	8
2.2. Sección transversal de una osteona	9
2.3. Representación de la microestructura del hueso compacto	9
2.4. Formación de sucesivas generaciones de osteonas	10
2.5. Ejemplo de hueso corto: imagen y sección de una vértebra humana	12
2.6. Ejemplo de hueso plano: imagen y sección del ilion humano	12
2.7. Ejemplo de hueso largo: imagen y sección de la tibia humana	13
2.8. Vista anterior del esqueleto del miembro inferior derecho del esqueleto humano(Sobotta (2000))	15
2.9. Planos y direcciones de referencia en el cuerpo humano en perspectiva cónica	16
2.10. Vistas anterior, posterior y lateral del fémur derecho	17
2.11. Arquitectura interna del fémur humano (Gray (1918))	18
2.12. Sección de la zona proximal del fémur (Sobotta (2000))	19
2.13. Ensayos a flexión en el plano frontal y en el plano sagital del fémur humano	20
2.14. Flexión en cuatro puntos equidistantes de una viga simplemente apoyada	20
2.15. Ensayo a torsión del fémur humano	21
2.16. Colocación de la pieza para el ensayo bajo carga cuasi-axial	22
2.17. Réplica de la segunda generación de <i>Sawbones</i>	24
2.18. Réplica de la tercera generación de <i>Sawbones</i>	24
2.19. Situación de las bandas extensométricas	27
2.20. Los dibujos de Culmann y von Meyer (von Meyer (1867))	31
2.21. Velocidad de remodelación según el modelo de Huiskes	34
3.1. Sección longitudinal del modelo de la réplica de segunda generación que muestra los dos tipos de material (hueso compacto y hueso esponjoso)	44
3.2. Simulación del ensayo de flexión en el plano frontal mediante elementos finitos	45
3.3. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión frontal de la réplica de segunda generación con material isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)	46
3.4. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión frontal de la réplica de segunda generación con material transversalmente isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)	46
3.5. Rigideces en el plano frontal de huesos reales, de réplicas de segunda generación y obtenidas de simulaciones numéricas de éstas	47

3.6. Simulación del ensayo de flexión en el plano sagital mediante elementos finitos	48
3.7. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión sagital de la réplica de segunda generación con material isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)	49
3.8. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión sagital de la réplica de segunda generación con material transversalmente isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)	50
3.9. Rigideces en el plano sagital de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones numéricas de éstas	50
3.10. Modelo inicial y después de aplicada la torsión	52
3.11. Rigideces a torsión de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones numéricas de éstas	53
3.12. Simulación del ensayo bajo carga cuasi-axial mediante elementos finitos . .	54
3.13. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo bajo carga en cabeza de la réplica de segunda generación con material isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)	55
3.14. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo bajo carga en cabeza de la réplica de segunda generación con material transversalmente isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)	55
3.15. Rigideces bajo carga cuasi-axial de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones numéricas de éstas	56
3.16. Puntos de medición de las deformaciones en el ensayo de comportamiento bajo carga cuasi-axial aplicada en la cabeza	57
3.17. Distribución de deformaciones en la región medio-proximal en huesos reales, réplicas de la segunda generación y obtenidas en las simulaciones numéricas de éstas	58
3.18. Sección longitudinal del modelo de la réplica de segunda generación que muestra los dos tipos de material (hueso compacto y hueso esponjoso) . . .	60
3.19. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión frontal de la réplica de tercera generación (desplazamientos magnificados $\times 60$)	61
3.20. Rigideces a flexión en el plano frontal de huesos reales, de réplicas de tercera generación y obtenidas de simulaciones numéricas de éstas	63
3.21. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión sagital de la réplica de tercera generación (desplazamientos magnificados $\times 60$)	64
3.22. Rigideces en el plano sagital de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones de éstas	65
3.23. Rigideces a torsión de huesos reales, de réplicas de tercera generación y de simulaciones de éstas	67
3.24. Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo bajo carga cuasi-axial de la réplica de tercera generación (desplazamientos magnificados $\times 60$)	68
3.25. Rigideces bajo carga cuasi-axial de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones de éstas	69
3.26. Distribución de deformaciones en la región medio-proximal en huesos reales, réplicas de la tercera generación y obtenidas en las simulaciones de éstas .	70

4.1. Velocidad de remodelación según el valor del estímulo tensional diario en modelo de Stanford (Beaupré et al. (1990b))	76
4.2. Superficie específica frente a porosidad en el modelo de Stanford (Martin (1984))	76
4.3. Hexaedro regular mallado con cinco tetraedros	78
4.4. Caso W0R0: evolución de la densidad	80
4.5. Caso W0R0: distribución final de densidades	81
4.6. Caso W0R0: evolución del desplazamiento de la cara cargada	81
4.7. Caso W1R0: evolución de la densidad	83
4.8. Caso W1R0: distribución final de densidades	83
4.9. Caso W1R0: evolución del desplazamiento de la carga cargada	84
4.10. Caso W1R0: evolución de la densidad con alta densidad inicial	84
4.11. Caso W0R1: evolución de la tensión de eje z en el cubo formado por cinco tetraedros	85
4.12. Caso W0R1: evolución de la densidad en el cubo formado por cinco tetraedros	86
4.13. Caso W1R1: evolución de la tensión de eje z en el cubo formado por cinco tetraedros	87
4.14. Caso W1R1: evolución de la densidad en el cubo formado por cinco tetraedros	88
4.15. Evolución de la densidad con deformación constante	89
4.16. Modelos simple formado por dos hexaedros	89
4.17. Caso W0R1: evolución de la densidad en el modelo formado por dos cubos	90
4.18. Caso W0R1: distribución final de densidades en el modelo formado por dos cubos	90
4.19. Caso W1R1: evolución de la densidad en el modelo formado por dos cubos	91
4.20. Caso W1R1: distribución final de densidades en el modelo formado por dos cubos	92
4.21. Casos de carga considerados en la remodelación del fémur proximal	94
4.22. Esquema de actuación secuencial de las cargas	94
4.23. Distribución de densidades a los 100 días - Geometría de réplica.	95
4.24. Distribución de densidades a los 100 días - Geometría del <i>Human Visible Male</i>	96
4.25. Vista anterior y corte longitudinal - Geometría de la réplica.	96
4.26. Vista anterior y corte longitudinal - Geometría del <i>Human Visible Male</i>	97
4.27. Distribución de densidades a los 100 días - Geometría completa de fémur real - Vista exterior y corte longitudinal de la región proximal	99
5.1. Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de von Mises en posición neutra - Réplica de fémur humano	104
5.2. Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Hoffman en posición neutra - Réplica de fémur humano	104
5.3. Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Cowin en posición neutra - Réplica de fémur humano	105
5.4. Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de von Mises en posición neutra - Hueso remodelado	107

5.5. Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Hoffman en posición neutra - Hueso remodelado	108
5.6. Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Cowin en posición neutra - Hueso remodelado	108
6.1. Modelo completo del salpicadero de un turismo	112
6.2. Geometría importada en GiD 8.0 de la cadera, el fémur y la rótula de una misma persona	113

Índice de cuadros

2.1. Medidas de las réplicas de segunda generación de <i>Sawbones</i>	24
2.2. Medidas de las réplicas de tercera generación de <i>Sawbones</i>	25
3.1. Rigideces experimentales a flexión frontal en réplicas de segunda generación y huesos reales	45
3.2. Rigideces a flexión sagital en réplicas de segunda generación y huesos reales	51
3.3. Rigidez a torsión en huesos reales y réplicas de segunda generación	52
3.4. Rigidez bajo carga cuasi-axial en huesos reales y réplicas de segunda generación	56
3.5. Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza en los modelos de elementos finitos de las réplicas de segunda generación	58
3.6. Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza obtenidas de la literatura para huesos reales y réplicas de segunda generación .	58
3.7. Rigideces experimentales a flexión frontal en réplicas de tercera generación y huesos reales	62
3.8. Rigideces a flexión sagital en réplicas de segunda generación y huesos reales	65
3.9. Rigidez a torsión en huesos reales y réplicas de tercera generación	66
3.10. Rigidez bajo carga cuasi-axial en huesos reales y réplicas de segunda generación	68
3.11. Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza en los modelos de elementos finitos de las réplicas de tercera generación (zonas definidas en la figura 3.16)	69
3.12. Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza obtenidas de la literatura para huesos reales y réplicas de tercera generación (zonas definidas en la figura 3.16)	70
4.1. Casos de carga utilizados en la remodelación tridimensional del fémur proximal - Cabeza femoral (PF: plano frontal, PS: plano sagital)	93
4.2. Casos de carga utilizados en la remodelación tridimensional del fémur proximal - Trocánter mayor (PF: plano frontal, PS: plano sagital)	93

Agradecimientos

Quiero agradecer especialmente la ayuda y los consejos del Profesor José María Goicolea. La mención al director es obligada en todo trabajo, así que cuando de verdad es sentida se hace difícil remarcar que no es un mero formalismo. Pues bien, éste es sin lugar a dudas el caso.

También quiero dar gracias a todas las personas que forman parte del Grupo de Mecánica Computacional de la ETSI de Caminos de la Universidad Politécnica de Madrid, en especial a las personas con las que tengo contacto diario. A Claudio, por encima de todo por su paciencia y su ayuda con mis innumerables dudas informáticas. A Yolanda por sus ánimos y por su disponibilidad permanente para ayudarme en cualquier cosa. A Rui por estar siempre que lo necesitaba, por su amistad y por alegrarme estos últimos meses. A Babi y a Palo por su compañía estas últimas semanas. Quiero poner especial énfasis en agradecer a Javi su amabilidad infinita y su inestimable ayuda en todo lo que estaba en su mano, sobre todo con ABAQUS. Y no quiero dejar de mencionar a Elo y a Luisa por animarme un ratito todos los días después de comer.

Asimismo quiero dar las gracias a toda mi familia por estar siempre pendientes de mí y de mi trabajo y por facilitarme con su esfuerzo la dedicación a él. Evidentemente otra parte importante de este trabajo se la debo a Cris. Por aguantarme cuando las cosas no me salían como esperaba y en los momentos de más esfuerzo, también por estar siempre dispuesta a ayudarme en cualquier cosa y a cualquier hora. Quiero dar las gracias a los amigos que más se han preocupado por mí y más me han aguantado y que, de una u otra forma, e incluso sin saberlo, me han ayudado a terminar este trabajo. Como me es imposible ordenarlos según su importancia lo haré alfabéticamente. Gracias Ale, gracias Álvaro, gracias Cris, gracias Gonzalo, gracias Jorge, gracias Lore, gracias Miguel, gracias Pi, gracias Rafa, gracias Rami, gracias Soco, gracias Tito, gracias Víctor...

También quiero mostrar mi gratitud a la Fundación Agustín de Betancourt por haberme concedido una Beca de ayuda a la Investigación sin la que me habría sido mucho más difícil terminar este trabajo.

Por último quiero mencionar a todos los profesores que me han facilitado los artículos y resultados que les he pedido, concretamente a Chris Jacobs, Dennis Carter, Gary Beaupré, Stephen Cowin y Anneliese Heiner.

Capítulo 1

Introducción, objetivos y alcance

1.1. Motivación

El análisis de los mecanismos de fractura de los huesos debido a la actuación de sollicitaciones estáticas y dinámicas para determinar el riesgo de rotura en diferentes escenarios proporciona una ayuda importante para prevenir esas lesiones de forma eficaz. Debido a la cada vez mayor esperanza de vida de las personas, especialmente en los países desarrollados, el número de fracturas en los huesos ha aumentado mucho en las últimas décadas. Concretamente, las roturas de la región del fémur próxima a la cadera ocurren con mucha frecuencia y son muy complejas desde el punto de vista quirúrgico. Alrededor del 90 % de las fracturas en personas mayores en EE.UU. son de este tipo (Evans y McGrory (2002)). Además, sus índices de mortalidad y morbilidad son aún muy elevados, en torno al 30 % (Perez et al. (1995)).

En concreto, los accidentes de tráfico ocasionan un gran número de lesiones de este tipo en personas de todas las edades. Debido a la generalización de los airbags frontales delanteros y al aumento en el uso del cinturón de seguridad, las extremidades inferiores han superado a la cabeza y al pecho como las zonas del cuerpo más susceptibles de sufrir lesiones de importancia como resultado de choques frontales de automóvil (Stucki (1998); Kuppia et al. (2001); Kuppia y Fessahaie (2003); Rupp et al. (2003); Rupp y Schneider (2004)).

Según la National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) del Departamento de Transportes de EE.UU., esas dos circunstancias también han logrado que sea mayor el número de personas que sobreviven a accidentes de tráfico muy graves. Por lo que choques que antes habrían tenido como consecuencia la muerte de uno o varios pasajeros, ahora originan lesiones muy severas, pero no letales. Entre ellas se encuentran habitualmente las lesiones en las piernas.

De todas las lesiones que pueden tener lugar en las extremidades inferiores, las que tienen lugar entre la rodilla y la cadera son las más frecuentes y las que más costes asociados tienen (Ore et al. (1993); Kuppia y Fessahaie (2003); Rupp y Schneider (2004)). En los Estados Unidos cerca de 30.000 personas se dañan cada año esa región como consecuencia de choques frontales en las carreteras (Rupp et al. (2002)). El coste anual de esas lesiones en ese país se ha estimado en más de 4700 millones de dólares (3600 millones de euros) (Blincoe et al. (2002); Kuppia y Fessahaie (2003)).

El mecanismo más habitual de generación de la fractura se debe al contacto de las



Figura 1.1: Radiografía de un fémur roto en un accidente de tráfico y de su reparación

rodillas de los conductores o de los pasajeros delanteros con las estructuras que tienen ante sí (Kuppa y Fessahaie (2003); Rupp y Schneider (2004); Pattimore et al. (1991)).

Las lesiones de las extremidades inferiores normalmente no amenazan la vida del individuo pero requieren periodos más largos de hospitalización y recuperación que lesiones de similar gravedad en otras zonas del cuerpo. Además, pueden acabar en discapacidad de larga duración o incluso permanente (MacKenzie et al. (1993); Dischinger et al. (1995); Burgess (1995); Read (2002); Rupp y Schneider (2004)). Sus consecuencias psicológicas y sociales también pueden durar mucho tiempo (Read (2002)).

1.2. Objetivos

Este trabajo pretende ser una primera etapa de la investigación que dará lugar a una tesis doctoral. Los propósitos y objetivos del proyecto se describen a continuación:

- Estudio de la biología e histología del tejido óseo y de su influencia en el comportamiento mecánico del hueso cortical y del hueso trabecular.
- Análisis del comportamiento estructural del fémur humano y de sus réplicas. Implementación de modelos numéricos de los ensayos clásicos de caracterización de este hueso.
- Análisis estructural mediante elementos finitos de las réplicas artificiales disponibles en el mercado y comparación de los resultados con valores empíricos.
- Estudio y crítica de los modelos matemáticos que tratan de reproducir la remodelación adaptativa del tejido óseo.
- Implementación computacional de algunos modelos de remodelación en programas de Elementos Finitos.
- Obtención de las propiedades mecánicas del fémur humano usando modelos de remodelación interna.
- Evaluar la probabilidad de rotura de los huesos y las regiones de ellos más susceptibles de sufrirla en distintos escenarios de solicitaciones de impacto.

- Implementación de modelos numéricos de elementos finitos que reproduzcan las condiciones a las que se ve sometido el fémur durante accidentes frontales y previsión de medidas correctoras.

1.3. Contenido del trabajo

En los siguientes capítulos se desarrollarán los objetivos definidos en la sección 1.2.

En el capítulo 2 se presentan los antecedentes necesarios para la comprensión de este trabajo, tanto biológicos y anatómicos como matemáticos y biomecánicos. La naturaleza multidisciplinar de este trabajo exige un estudio especial sobre otras materias. Este segundo capítulo es relativamente extenso debido a la importancia de estos conceptos y a lo ajenos que resultan para el Ingeniero de Caminos.

En el capítulo 3 se presentan las simulaciones realizadas en réplicas artificiales y su comparación con resultados experimentales para los ensayos de caracterización que se describen en la sección 2.3.2. En este capítulo se emplean modelos simplificados elásticos, lineales y homogéneos para caracterizar cada tipo de tejido óseo.

En el capítulo 4 se describe y aplica un modelo de remodelación isótropo para obtener la distribución heterogénea de la densidad aparente en la región superior del fémur humano. Antes de utilizarlo en geometrías realistas se evalúa en modelos sencillos. Uno de los objetivos de estos modelos es obtener distribuciones realistas de las propiedades de los huesos, considerando la heterogeneidad y, en algunos casos, la anisotropía.

El capítulo 5 contiene unos resultados preliminares de las simulaciones de la respuesta estructural del hueso que nos ocupa durante accidentes frontales de tráfico y su comparación con resultados experimentales. Hemos utilizado un modelo de una réplica y otro más realista que considera la heterogeneidad del tejido óseo a través de la simulación de un proceso de remodelación interna.

Finalmente en el capítulo 6 se presentan las conclusiones a las que se ha llegado y las perspectivas futuras de este trabajo.

Capítulo 2

Antecedentes

2.1. La Biomecánica

El presente trabajo se ubica dentro del campo de la *Biomecánica* y de la *Mecanobiología*. Antes de hablar de esas ciencias es conveniente definir y distinguir las siguientes disciplinas:

Biología es la ciencia de la vida. Este término fue introducido en Alemania en 1800 y popularizado por el naturalista francés Jean Baptiste de Lamarck con el fin de reunir en él un número creciente de disciplinas que se referían al estudio de las formas vivas.

Anatomía es la rama de la Biología relativa a la organización estructural de los seres vivos.

Fisiología es la rama de la Biología que se ocupa de los procesos físicos y químicos que tienen lugar en los organismos durante la realización de sus funciones vitales. Este término esté íntimamente ligado al de anatomía, hablándose a veces de anatomía funcional.

Medicina es la ciencia que trata de la prevención y curación de la enfermedad, así como del mantenimiento de la salud.

Ingeniería Biomédica es la aplicación de los principios y metodologías propio de la Ingeniería al estudio de los problemas médicos y biológicos.

La Biomecánica es una rama de la Ingeniería Biomédica que aplica el conocimiento y las leyes de la Mecánica a la biología. Así, en Fung (1993): “Biomechanics aims to explain the mechanics of life and living. From molecules to organism everything must obey the laws of mechanics”.

Esta ciencia ayuda a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento estructural de tejidos y órganos vivos, a predecir sus cambios debidos a alteraciones y a proponer métodos de intervención artificial (Doblaré y García-Aznar (2000)).

La Biomecánica trata de predecir el movimiento, deformaciones y tensiones que aparecen en un tejido u órgano como consecuencia de su constitución microestructural y propiedades intrínsecas, así como su interacción y restricciones impuestas por otros órganos y las cargas a las que se encuentra sometido.

Las referencias más antiguas sobre esta disciplina son probablemente algunas obras de Aristóteles (384-322 a.C.) como *Sobre las partes de los animales* o *Sobre el movimiento de los animales* y el libro chino *Nei Jing* datado entre los siglos V y III antes de Cristo.

Leonardo da Vinci (1452-1519) es considerado el primer científico biomecánico como ponen de manifiesto sus estudios sobre el movimiento humano, el grado de locomoción o la carrera contra el viento. Muchos otros investigadores trabajaron en este campo, como por ejemplo Galileo (1564-1642), Harvey (1578-1657), Santorio (1561-1636), Borrelli (1608-1679), Boyle (1627-1691), Euler (1707-1783), Young (1773-1829), Poiseuille (1799-1869), von Helmholtz (1821-1894), Marey (1830-1904) o Wolff (1834-1910).

Actualmente, gracias al rápido desarrollo de los ordenadores, la Biomecánica computacional ha ido adquiriendo cada vez mayor importancia y se aplica a campos tan variados como el diseño y evaluación de prótesis, el análisis del sistema cardiovascular, los implantes dentales, el estudio de lesiones, la ergonomía o el aumento del rendimiento de deportistas. En el departamento de Mecánica de Medios Continuos de la ETSI de Caminos de la Universidad Politécnica de Madrid se ha trabajado intensamente en la Biomecánica cardiovascular, tanto en el campo del comportamiento mecánico de tejidos blandos arteriales (Rodríguez (2003); García (2006)) como en el del estudio del flujo sanguíneo (Calvo (2006)).

La Mecanobiología trata de predecir la evolución biológica de un tejido u órgano como consecuencia del entorno mecánico al que se va a encontrar sometido. Obviamente existe acoplamiento entre ella y la Biomecánica, ya que estos cambios biológicos inducen cambios en la microestructura y propiedades de los tejidos.

Un campo que está adquiriendo mucho auge es la Biomecánica de Impacto, que es la aplicación principal de este trabajo. Esta rama estudia los efectos de los impactos sobre distintas zonas del cuerpo. Uno de los campos de aplicación más habituales es el de los accidentes de tráfico. Concretamente, el caso de las colisiones entre coche y peatón es uno de los más estudiados actualmente.

2.2. Biología del hueso

2.2.1. Histología ósea

El tejido óseo es un tejido conjuntivo y, como tal, está formado por células, fibras y sustancia fundamental. Pero, a diferencia de otros tejidos conjuntivos, sus componentes extracelulares están mineralizados, respondiendo a la denominación de tejido duro. Eso hace que sea un material rígido y resistente y, por ello, adecuado para cumplir las labores de soporte del cuerpo y protección de ciertos órganos.

Las principales funciones que desempeñan los huesos son las siguientes:

- Proporcionan apoyo interno al cuerpo y soportan directamente músculos y tendones.
- Sirven de protección para órganos vitales de las cavidades craneal y torácica así como para los elementos formadores de la sangre de la médula ósea.

- Actúa como reserva de sustancias químicas como el calcio.

En lo referente a sus propiedades físicas el hueso es un material con altas resistencias a tracción y compresión y cierta elasticidad; además, es un material relativamente ligero. Su constitución le asegura la máxima resistencia con el menor gasto de material y, por tanto, con el menor peso.

En cuanto a su comportamiento estructural, el hueso posee la capacidad de adaptarse a las condiciones mecánicas que lo solicitan modificando tanto su forma externa como su microestructura interna. Ese proceso se conoce con el nombre de *remodelación ósea* y se trata de un proceso biológico de gran complejidad. El hueso está siendo renovado continuamente durante la vida del individuo y responde a influencias mecánicas, metabólicas, nutritivas y endocrinas.

2.2.1.1. Estructura macroscópica

Realizando un corte en un hueso y con ayuda de una lupa o, a veces, incluso a simple vista podemos distinguir dos formas diferentes de hueso (Nordin y Frankel (1980); Buckwalter y Cooper (1987); Martin y Burr (1989); Fawcett (1995); Buckwalter et al. (1996)):

- Hueso cortical o compacto.
- Hueso trabecular o esponjoso.

La composición del hueso cortical y del trabecular es muy similar, la diferencia principal estriba en que la porosidad del hueso compacto es mucho menor que la del esponjoso; en el compacto es aproximadamente del 10 % mientras que en el esponjoso puede tomar valores entre el 50 % y el 90 % (Doblaré y García-Aznar (2000)).

En el hueso esponjoso o trabecular puede distinguirse una red tridimensional de espículas óseas ramificadas o *trabéculas* que delimitan un sistema laberíntico de espacios intercomunicados ocupados por médula ósea. Por el contrario, el hueso compacto o cortical aparece como una masa sólida continua en la que los espacios huecos sólo pueden verse con la ayuda de un microscopio, ver figura 2.1. Las diferencias en la distribución del material entre ambos tipos de hueso dan lugar a diferentes propiedades mecánicas (Buckwalter y Cooper (1987); Buckwalter et al. (1996); Martin y Burr (1989); Cowin (1990); Doblaré y García-Aznar (2000)).

En ciertos lugares las trabéculas presentan una orientación preferente muy clara, en otros la orientación es más difícil de reconocer. Esa orientación preferencial de las trabéculas es de particular importancia para la anisotropía del hueso esponjoso (van Rietbergen y Huiskes (2001)).

2.2.1.2. Estructura microscópica

2.2.1.2.1. Hueso cortical

El hueso cortical o compacto está formado principalmente por matriz ósea que es una sustancia intersticial mineralizada. Esta sustancia se encuentra depositada en capas o

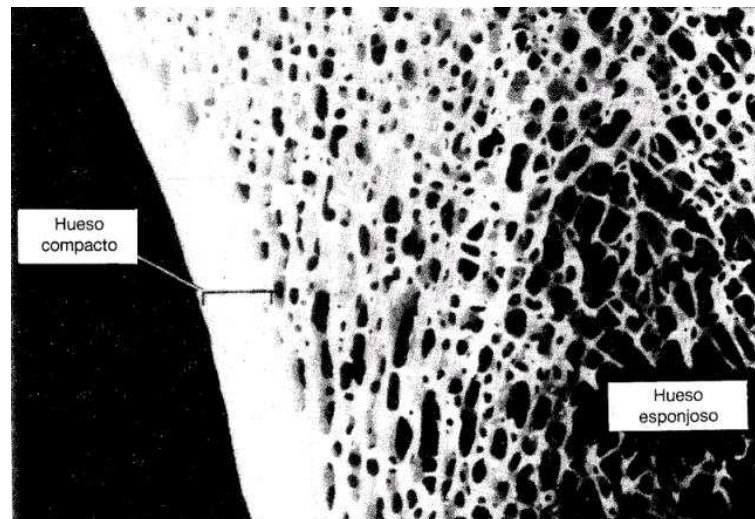


Figura 2.1: Hueso compacto y hueso esponjoso

laminillas (*lamelas*) de entre 3 y 7 micras de espesor. En la matriz ósea, dispuestas de un modo bastante regular, existen cavidades de forma lenticular conocidas como *lagunas*, en cada uno de estos pequeños huecos se encuentra una célula del hueso de nombre *osteocito* que está en contacto con las vecinas más próximas a través de unos pequeñísimos conductos que pasan a través de la matriz ósea (Cooper et al. (1966); Holtrop (1975); Curtis et al. (1985)). Sólo una pequeña parte de la masa total del hueso corresponde a las células.

Existen tres disposiciones diferentes en las que podemos encontrar las laminillas de hueso compacto de las que hemos hablado (Cohen y Harris (1958); Fawcett (1995)):

1. La mayor parte de estas laminillas se colocan de manera concéntrica alrededor de canales vasculares en el interior del hueso. De esta manera se forman unidades estructurales cilíndricas generalmente longitudinales denominadas *sistemas haversianos* u *osteonas*. Estas unidades son de tamaño variable y pueden constar de un número de laminillas entre 4 y 20.

En los huesos largos las osteonas son aproximadamente longitudinales. Debido a eso en un corte transversal de la zona media de un hueso largo, como por ejemplo el fémur o la tibia, cada osteona se muestra como una serie de anillos concéntricos en torno a un orificio central, mientras que en un corte longitudinal aparecen como bandas paralelas. La figura 2.2 muestra el corte transversal de una osteona, en él podemos distinguir el canal central, las lagunas de los osteocitos con los diminutos canalículos que las comunican entre sí y las laminillas situadas concéntricamente en torno al canal central.

En el hueso laminar maduro las fibras de colágeno de las laminillas presentan una disposición muy ordenada. Las fibras de cada laminilla de un sistema haversiano son paralelas entre sí pero la dirección cambia en las laminillas vecinas (Cooper et al. (1966)), como puede verse en la figura 2.3.

La orientación preferentemente longitudinal de las osteonas explica el comportamiento anisótropo del hueso cortical.

En ocasiones los sistemas haversianos se bifurcan o se unen apartándose del patrón

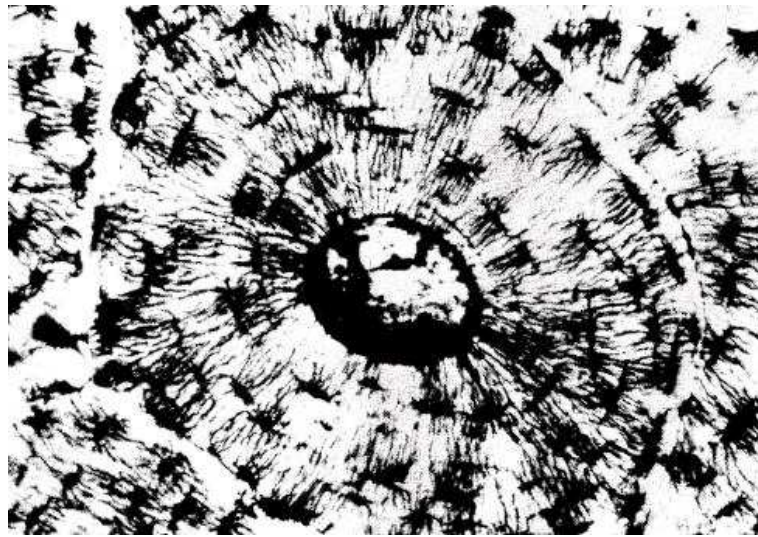


Figura 2.2: Sección transversal de una osteona

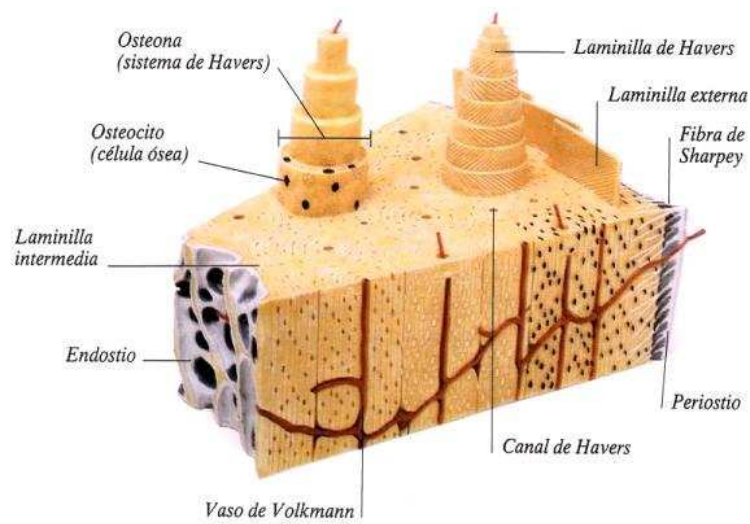


Figura 2.3: Representación de la microestructura del hueso compacto

longitudinal general y adquiriendo una configuración tridimensional más compleja (Cohen y Harris (1958)).

2. Entre las osteonas aparecen fragmentos irregulares de hueso laminar. Esos fragmentos reciben el nombre de *sistemas intersticiales* y son restos de osteonas antiguas. Los contactos entre sistemas haversianos y sistemas intersticiales son nítidos y reciben el nombre de *líneas de cemento*.

Así pues, un corte transversal de hueso compacto mostrará un mosaico de piezas, unas más o menos redondeadas (las osteonas) y otras angulosas (los sistemas intersticiales), con unos límites entre ellas claramente marcados por la presencia de las líneas de cemento.

3. El resto de laminillas se encuentran en las superficies externa e interna del hueso cortical. Se llaman *laminillas circunferenciales externas* y *laminillas circunferenciales internas* y están representadas en la figura 2.3.

En los huesos largos, como por ejemplo el fémur o el húmero, y durante toda la vida del individuo el hueso cortical se va renovando (Amprino y Bairati (1936); Fawcett (1995)). Primero las células destructoras del hueso, los *osteoclastos*, crean cavidades longitudinales que posteriormente son ocupadas por osteonas de nueva formación. La figura 2.4 muestra el proceso de formación de osteonas de sucesivas generaciones. En la imagen 2.4-A tenemos unos sistemas haversianos existentes representados por la letra H, las áreas rodeadas de guiones (H') son vaciadas y sustituidas por osteonas de nueva creación que aparecen en la imagen 2.4-B. En una siguiente fase el proceso se repite, se crean oquedades eliminando parte de las osteonas formadas en fases anteriores y se rellenan éstas por nuevos sistemas haversianos (H'').

Las laminillas de los sistemas intersticiales que se han descrito anteriormente son restos de osteonas de generaciones anteriores que fueron parcialmente eliminadas en este proceso continuo de renovación del hueso.

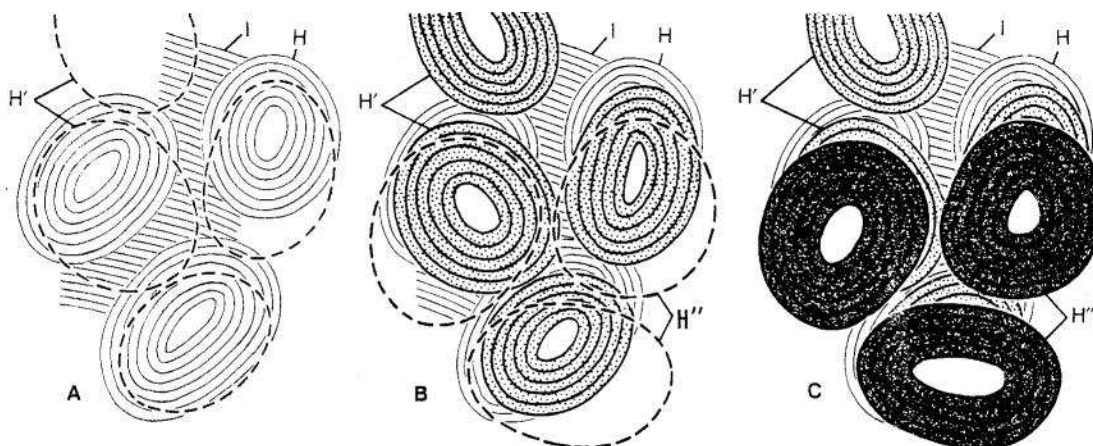


Figura 2.4: Formación de sucesivas generaciones de osteonas

2.2.1.2.2. Hueso trabecular

El hueso esponjoso o trabecular está también compuesto por laminillas de matriz ósea. Las trabéculas del hueso esponjoso son delgadas y, normalmente, no contienen vasos sanguíneos en su interior. Es por eso por lo que, generalmente, no contienen sistemas haversianos como los descritos anteriormente y son simplemente un mosaico de piezas angulares de hueso laminar cuyas lamelas están alineadas preferentemente con la orientación de la trabécula, los agrupaciones angulares de lamelas se llaman *paquetes trabeculares* (Guo (2001)).

En este tipo de hueso el comportamiento anisótropo viene definido por la disposición espacial de las trabéculas, lo que se conoce habitualmente como *arquitectura trabecular*.

2.2.1.3. La matriz ósea

La sustancia intersticial mineralizada del hueso o matriz ósea tiene dos componentes principales:

- La matriz orgánica.

Representa aproximadamente el 35 % del peso seco de la matriz ósea (Buckwalter et al. (1996); Proubasta et al. (1997)). Las fibras de colágeno constituyen aproximadamente el 90 % de la parte orgánica de la matriz ósea y están incluidas en una sustancia fundamental rica en proteoglucanos (Miller y Martin (1968); Fawcett (1995)).

- Las sales inorgánicas.

Más o menos son el 65 % del peso seco de la matriz ósea (Buckwalter et al. (1996); Proubasta et al. (1997)). El mineral óseo está formado por depósitos de un tipo de fosfato cálcico muy parecido pero no idéntico al mineral *hidroxiapatita*, aun así suele usarse ese nombre para referirse al calcio depositado en los huesos que representa el 99 % del calcio del cuerpo humano.

Además del fosfato cálcico, en el hueso podemos encontrar otros compuestos como ion citrato, ion carbonato, magnesio, sodio, iones de plomo, estroncio y radio cuando son ingeridos, algunos elementos radiactivos en gente que ha tenido contacto con reactores nucleares o que ha estado expuesta a un ataque atómico...

En el desarrollo y durante el crecimiento la cantidad de material orgánico por unidad de volumen permanece relativamente constante pero desciende la cantidad de agua y va subiendo la proporción de minerales en el hueso hasta un máximo cercano al 65 % del peso seco libre de grasa en el tejido de los adultos. Cuando el individuo padece de raquitismo o de osteomalacia su hueso se encuentra menos calcificado y el contenido de mineral puede bajar hasta al 35 %.

La matriz orgánica dota al hueso de su forma y contribuye a la resistencia frente a tracciones, mientras que la componente inorgánica contribuye a la resistencia a compresión. Como consecuencia, el hueso desmineralizado es flexible y resistente a tracción. Por el contrario, la ausencia de la parte orgánica hace perder al hueso la mayor parte de su resistencia frente a este tipo de solicitaciones y lo convierte en rígido y frágil como la porcelana (Doblaré y García-Aznar (2000)). La conjunción de ambas componentes convierte

al hueso en un tejido muy resistente y muy bien adaptado para sus funciones químicas y mecánicas. La matriz ósea es muy durable y estable, puede permanecer prácticamente inalterable y mantener su resistencia durante siglos una vez el organismo haya muerto.

2.2.2. Clasificación de los huesos según su forma

La clasificación más general atendiendo a este criterio distingue los siguientes tipos de hueso:

- *Huesos cortos*: miden aproximadamente lo mismo en todas direcciones. Son trapezoidales, cúbicos o de forma irregular. Ejemplos: tarsianos, carpianos y vértebras. Habitualmente están formados por hueso trabecular rodeado de una fina capa de hueso cortical. Ver figura 2.5.

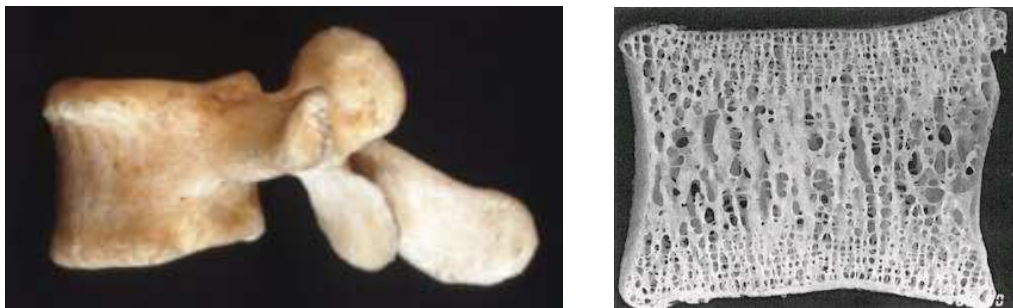


Figura 2.5: Ejemplo de hueso corto: imagen y sección de una vértebra humana

- *Huesos planos*: una de sus dimensiones es mucho menor que las otras dos. Ejemplos: escápula e ilion. Normalmente tienen estructura tipo *sandwich* en la que el hueso esponjoso de la zona media está cubierto por dos capas de hueso cortical. Ver figura 2.6.

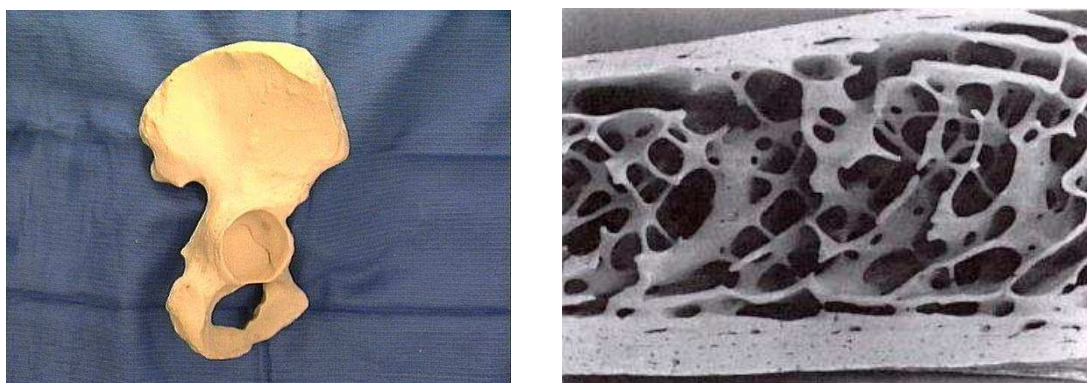


Figura 2.6: Ejemplo de hueso plano: imagen y sección del ilion humano

- *Huesos largos*: una de sus dimensiones es mucho mayor que las otras dos. Ejemplos: fémur, tibia y húmero.

Los huesos largos típicos tienen una zona tubular de gran espesor llamada *diáfisis* formada por hueso compacto, su interior se conoce como *cavidad medular* y está ocupado por médula ósea. Los extremos de esos huesos se conocen como *epífisis* y están formados principalmente por hueso esponjoso que se halla recubierto por una corteza delgada de hueso compacto. Ver figura 2.7.

La forma de tubo cerrado de la diáfisis es apropiada para resistir esfuerzos axiales, flectores y torsores eficientemente y con cantidades mínimas de material. En la epífisis, la capa cortical de pequeño espesor y el gran volumen de hueso esponjoso permiten una distribución uniforme de las cargas que llegan al hueso a través de las articulaciones.

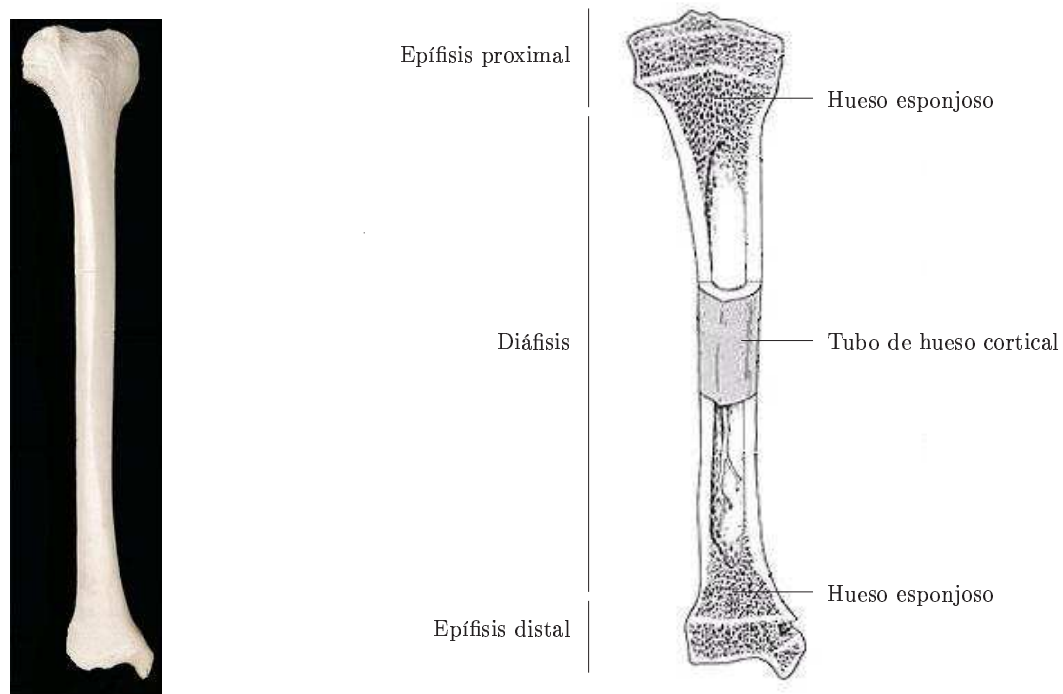


Figura 2.7: Ejemplo de hueso largo: imagen y sección de la tibia humana

2.2.3. La remodelación ósea

Como hemos visto, los huesos no son piezas inertes que se mantienen inalteradas con el paso del tiempo, sino que están cambiando durante toda la vida del individuo. Durante la fase de crecimiento aumentan de tamaño y van tomando su forma definitiva influidos tanto por factores genéticos como por el entorno mecánico bajo el que se desarrollan (Fell (1956); Chalmers y Ray (1962)). Este proceso se conoce como *remodelación ósea externa*. Estos cambios en la forma externa de la pieza pueden ocurrir también durante la vida adulta del individuo cuando se producen alteraciones en la forma de transmisión de las cargas debido a roturas o a la colocación de implantes. Los trabajos experimentales de Buckwalter y Lanyon (Lanyon et al. (1982); Buckwalter et al. (1995)) son muy ilustrativos

a este respecto y son frecuentemente citados. Al cortar el cúbito a cerdos y ovejas de forma que se anule su capacidad de transmisión de carga, el radio cambia de forma aumentando su grosor para poder soportar la carga añadida. Este cambio se produce en unos pocos meses.

En los huesos de personas adultas que no se vean sometidos a ninguna modificación importante también se producen cambios. El tejido óseo está constantemente renovándose a sí mismo. Su arquitectura interna está adaptada a las sollicitaciones mecánicas que actúan sobre él, de forma que si éstas cambian, la distribución del tejido óseo se ve alterada. En la sección 2.3.1.2 puede verse como el hueso esponjoso del fémur se dispone siguiendo ciertas direcciones preferentes que están relacionadas con las sollicitaciones predominantes.

La masa ósea está relacionada con la magnitud de las cargas predominantes, esto ha sido confirmado por observaciones clínicas y experimentales. Aumentos en la carga dan como resultado aumentos en la masa y descensos en la intensidad de las sollicitaciones mecánicas producen reducción en la densidad del hueso. En condiciones de reposo en cama prolongado o de vuelos espaciales de larga duración las cargas aplicadas al hueso se reducen, lo que tiene como efecto una pérdida de masa ósea en la mayoría del esqueleto. Concretamente, en las condiciones de microgravedad de los viajes al espacio se produce una importante reducción en la masa ósea de hasta el 7 %, pero este decremento en la densidad puede paliarse mediante la aplicación de estímulos mecánicos cíclicos de corta duración y alta frecuencia (Goodship et al. (1998)). Este fenómeno mediante el cual la densidad aparente y la direccionalidad de las trabéculas se adaptan al entorno mecánico se conoce con el nombre de *remodelación ósea interna*.

Así pues la remodelación ósea externa origina cambios en el tamaño y/o en la forma de la pieza, mientras que la remodelación ósea interna produce modificaciones en la cantidad de tejido y en su distribución que, normalmente, no afectan al aspecto externo del hueso. Es muy habitual referirse a la remodelación ósea externa como *modelación*, reservándose el término *remodelación* para la remodelación ósea interna.

La remodelación interna la llevan a cabo dos tipos de células del hueso, los osteoblastos (formadoras de hueso) y los osteoclastos (destructoras de hueso), ambas clases de células trabajan de forma coordinada y secuencial en una agrupación de células llamada unidad BMU (Basic Multicellular Unit, en inglés) (Frost (1973)) . En cada BMU hay aproximadamente una decena de osteoblastos y varios centenares de osteoclastos cuando la unidad alcanza su madurez (Martin et al. (1998)). Dentro de ellas los osteoclastos actúan siempre antes que los osteoblastos en un proceso fijo de *activación-reabsorción-formación* (*A-R-F*) en el que se elimina tejido óseo antes de depositarse el recién formado (Parfitt (1983)).

2.3. El fémur

2.3.1. Descripción

El fémur es el hueso más grande y resistente del esqueleto humano. Se encuentra entre la cadera y la rodilla como puede verse en la figura 2.8. En la zona superior, ambos fémures, el derecho y el izquierdo, están separados una distancia definida por la anchura de la pelvis, en la parte baja esa distancia se reduce. Así pues, en la postura erecta del cuerpo el fémur forma un cierto ángulo con la vertical que varía entre los individuos.

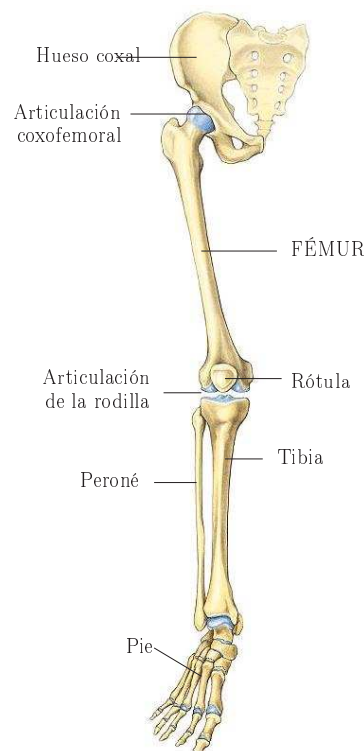


Figura 2.8: Vista anterior del esqueleto del miembro inferior derecho del esqueleto humano (Sobotta (2000))

Como otros huesos largos, el fémur puede dividirse tanto por su forma como por su arquitectura ósea en un cuerpo o tallo (la diáfisis) y dos extremos (las epífisis).

Antes de entrar a describir este hueso conviene aclarar el significado de dos términos muy usados al referirse a las extremidades del cuerpo humano. *Proximal* significa más cercano al tronco y *distal* más alejado. En el fémur, proximal equivale a superior y distal a inferior.

También es conveniente definir los planos y direcciones de referencia del cuerpo humano. Se muestran en la figura 2.9. Un plano *frontal* es un plano vertical y paralelo a la línea que une los hombros. Un plano *sagital* es un plano vertical y perpendicular a los planos frontales. Un plano *transversal* es un plano horizontal, por tanto, es perpendicular a los frontales y a los sagitales. Los adjetivos *anterior* y *posterior* se refieren a la parte delantera y trasera, respectivamente. *Medio* y *lateral* son las zonas más y menos cercanas al centro del cuerpo. *Superior* es la zona más cercana a la cabeza e *inferior* la más próxima a los pies.

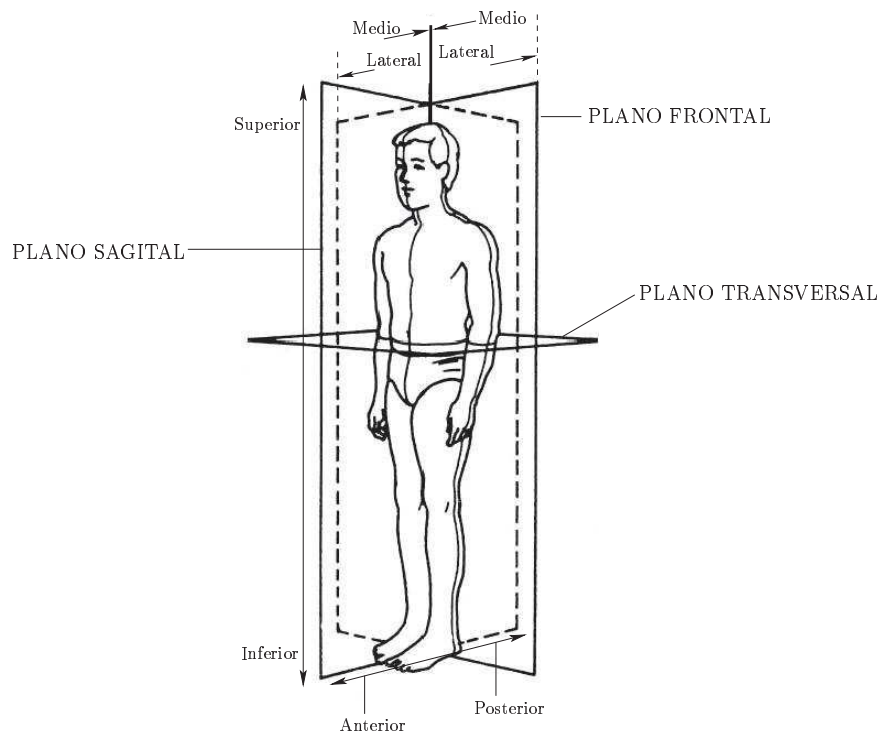


Figura 2.9: Planos y direcciones de referencia en el cuerpo humano en perspectiva cónica

2.3.1.1. Forma externa

La figura 2.10 muestra una vista anterior, otra posterior y, por último, una vista lateral desde la región media del fémur humano.

La parte central del fémur, la diáfisis, es prácticamente cilíndrica y se hace más ancha a medida que nos acercamos a los extremos. Además, está ligeramente arqueada en el plano sagital con la concavidad dirigida hacia la parte posterior.

La región proximal es la zona más compleja de la pieza y presenta cuatro partes claramente diferenciadas: la *cabeza*, el *cuello* y los *trocánteres* mayor y menor.

La cabeza es aproximadamente una esfera y sirve para articular el fémur con el acetábulo. Está ubicada en dirección superior, media y anterior respecto a la zona proximal de la diáfisis.

El cuello conecta la cabeza con el tallo del hueso (la diáfisis) y forma con éste en el plano frontal un ángulo obtuso de valor cercano a 125° - 130° en el individuo adulto, la medida de ese ángulo se mantiene constante a lo largo de la vida del individuo aunque varía considerablemente entre distintas personas. En planta también el cuello se aparta ligeramente del plano frontal que contiene a la diáfisis, formando con él un ángulo de entre 10° y 15° en dirección anterior. A medida que se acerca a la diáfisis el cuello se hace más ancho.

Los trocánteres son regiones prominentes en las que se insertan ciertos músculos. El fémur presenta dos trocánteres, el trocánter mayor y el trocánter menor.

El trocánter mayor es grande e irregular y se encuentra donde el cuello se une a la

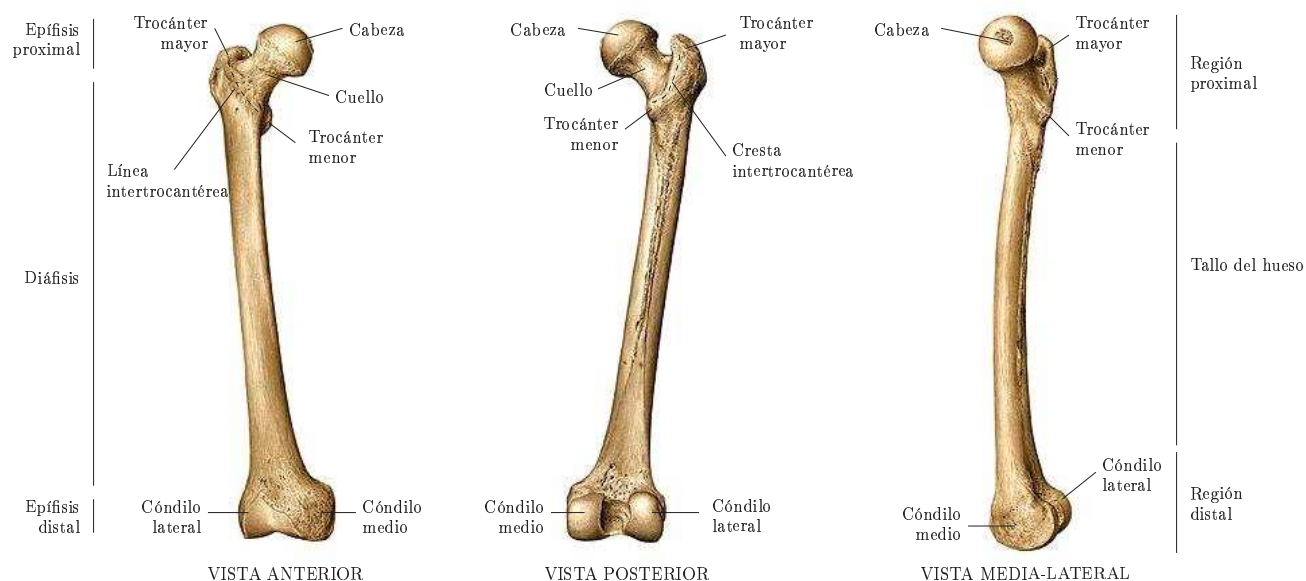


Figura 2.10: Vistas anterior, posterior y lateral del fémur derecho

parte proximal del cuerpo del fémur. Está ligeramente orientado hacia la parte posterior de la pieza y su punto más alto está aproximadamente 1 cm por debajo del de la cabeza.

El trocánter menor es más pequeño, como indica su nombre, y está situado en la parte baja de la confluencia entre la diáfisis y el cuello ligeramente hacia la parte posterior.

Uniendo el trocánter menor y la zona superior del mayor hay dos accidentes reseñables. En la parte anterior encontramos la *línea intertrocantérea* y en la posterior la *cresta intertrocantérea* más marcada que la línea anterior.

La zona distal se articula con la rodilla estando en contacto con los meniscos y la tibia y es mayor transversalmente que en la dirección antero-posterior. Esta región muestra dos grandes prominencias denominadas *cóndilos* que sobresalen ligeramente en la zona anterior y mucho más claramente en la parte posterior. Las depresiones que se forman entre ellos se llaman *superficie rotular* en la parte anterior y *fosa intercondílea* en la posterior. Si sujetamos la pieza de forma que la diáfisis quede vertical, el cóndilo medio llega más abajo que el lateral, pero cuando el hueso se encuentra en la posición inclinada en la que está en el cuerpo, las superficies inferiores de ambos cóndilos quedan prácticamente en el mismo plano horizontal.

2.3.1.2. Arquitectura ósea

Los distintos tipos de tejido óseo se distribuyen en el fémur de forma que las cargas se transmitan desde el acetábulo a la tibia de forma eficiente. La figura 2.11 muestra un corte longitudinal del fémur humano en el que pueden distinguirse los distintos tejidos óseos y su distribución dentro de la pieza.

La diáfisis del fémur es un tubo hueco aproximadamente cilíndrico formado por hueso compacto. Esa arquitectura interior es apropiada para resistir los esfuerzos axiales, flectores y torsores a los que se ve sometida esta parte del hueso. El espesor de la pared de la diáfisis se va reduciendo a medida que nos acercamos a los extremos proximal y distal quedando

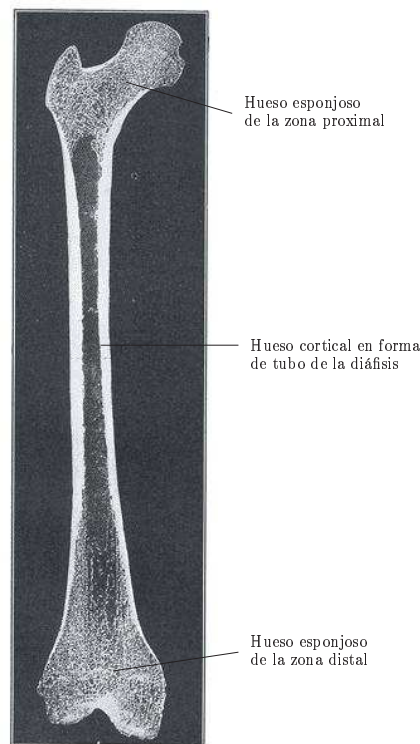


Figura 2.11: Arquitectura interna del fémur humano (Gray (1918))

sólo una fina capa de hueso compacto en las partes más extremas.

Tanto la región proximal como la distal están formadas principalmente por hueso esponjoso envuelto en una fina capa de hueso compacto.

Puede comprobarse a simple vista que las trabéculas de la zona proximal están alineadas siguiendo ciertas direcciones que vienen determinadas por el tipo de sollicitación habitual a la que se encuentra sometido el hueso (ver figura 2.12).

En la región distal el hueso esponjoso aparece aproximadamente en los 15 cm inferiores. Aparecen también ciertas direcciones preferentes de orientación trabecular.

2.3.2. Ensayos clásicos de caracterización mecánica

La caracterización mecánica del fémur humano se realiza habitualmente mediante el estudio de su comportamiento a flexión, a torsión y bajo la acción de una carga cuasi-axial aplicada en su cabeza.

2.3.2.1. Flexión

Generalmente se analiza mediante dos ensayos de flexión en cuatro puntos. En uno de ellos la flexión tiene lugar en el plano frontal (con los cóndilos alineados en la dirección de la carga) y ocurre de forma que la cara lateral es traccionada y la media comprimida. En el otro, el hueso se flexiona en el plano sagital (con la línea que une ambos cóndilos perpendicular a la dirección de carga), quedando en tracción la cara anterior y en compresión la posterior. La dirección de la flexión en cada uno de los planos no se elige al



Figura 2.12: Sección de la zona proximal del fémur (Sobotta (2000))

azar, se busca reproducir la dirección de las flexiones que tienen lugar cuando el individuo está en pie y apoyado sobre una sola pierna (Crowninshield et al. (1980); Delécrin et al. (1989); Huiskes et al. (1981); Rohlmann et al. (1983)). A partir de esos ensayos se obtiene la rigidez a flexión en cada uno de los planos.

Dado que la flexión es causante de un elevado porcentaje de las deformaciones que aparecen en el fémur durante la marcha (Lanyon (1980)), estos son ensayos significativos para evaluar la rigidez global de este hueso (Cristofolini et al. (1996b)).

En la figura 2.13 se muestra la preparación de dos ensayos a flexión, uno de ellos en el plano frontal (izquierda) y otro en el plano sagital (derecha). En estos ensayos de flexión en cuatro puntos las piezas se sujetan en dos puntos y se aplican dos cargas iguales en otros dos puntos interiores a esos apoyos. Los cuatro puntos se sitúan a intervalos regulares de forma que el hueso se ve sometido a la actuación de cuatro cargas de igual magnitud (dos cargas interiores y dos reacciones exteriores) aplicadas en puntos equidistantes. El hueso se coloca de manera que su punto medio quede a igual distancia de ambos apoyos exteriores. Tanto los apoyos como los puntos de aplicación de carga son rodillos, de esa forma se evita la aparición de fuerzas horizontales durante el ensayo. Los dos rodillos interiores son ajustables en altura para permitir un reparto equitativo de la carga a pesar de la irregular geometría del fémur. Además, uno de los apoyos exteriores (el apoyo situado a la izquierda en las imágenes de la figura 2.13) se sujeta de forma que se evita el desplazamiento horizontal de la pieza en la dirección de su eje y el giro del hueso alrededor de su eje longitudinal.

La rigidez a flexión en cada uno de los planos se obtiene a partir del movimiento del

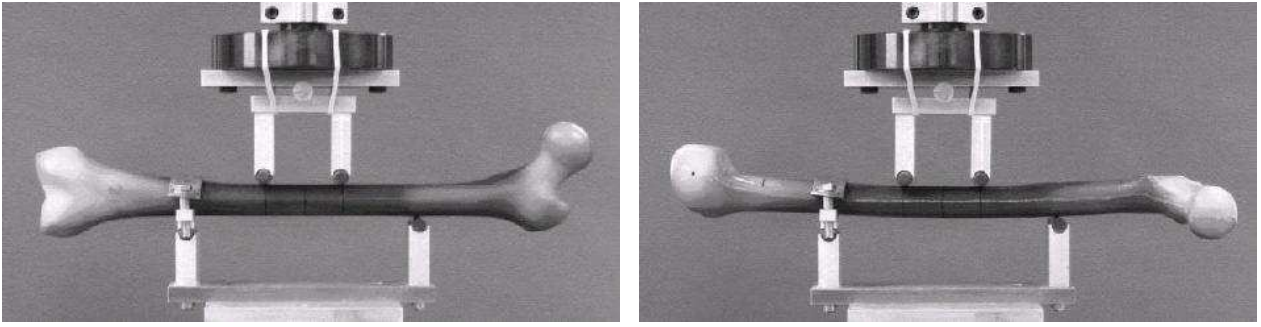


Figura 2.13: Ensayos a flexión en el plano frontal y en el plano sagital del fémur humano

punto medio entre apoyos. Para ello se asimila el hueso a una viga de Euler-Bernoulli simplemente apoyada sometida a dos cargas verticales que distan entre sí lo mismo que cada una de ellas al apoyo más próximo. Esa viga ideal se muestra en la figura 2.14.

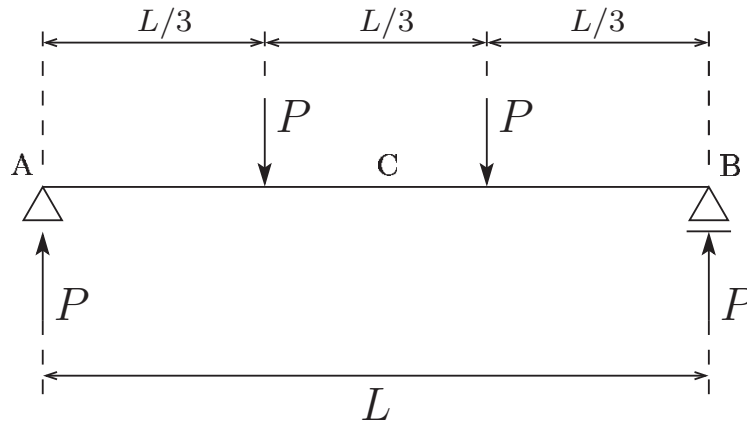


Figura 2.14: Flexión en cuatro puntos equidistantes de una viga simplemente apoyada

El desplazamiento del punto central en la dirección de aplicación de las cargas viene dado por la siguiente ecuación:

$$v_c = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{EI} \quad (2.1)$$

donde v_c es el movimiento del punto medio de la viga, P el valor de cada una de las cargas, L la distancia entre apoyos, E el módulo de elasticidad del material e I la inercia de la sección.

De la ecuación (2.1) se deduce que la rigidez a flexión (EI) se obtendrá a partir del valor de la carga aplicada y del desplazamiento medido en los ensayos de la siguiente manera:

$$EI = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{v_c} \quad (2.2)$$

Teniendo en cuenta las dimensiones habituales del fémur humano, el valor de L suele tomarse igual a 186 mm.

2.3.2.2. Torsión

La respuesta a torsión se determina a través de un único ensayo. En él se sujetan los extremos distal y proximal de la pieza, y se somete al hueso a una torsión cuyo eje coincide con el eje longitudinal del fémur. La figura 2.15 muestra un dibujo explicativo del ensayo a torsión de un fémur humano y una fotografía de la preparación de ese ensayo.

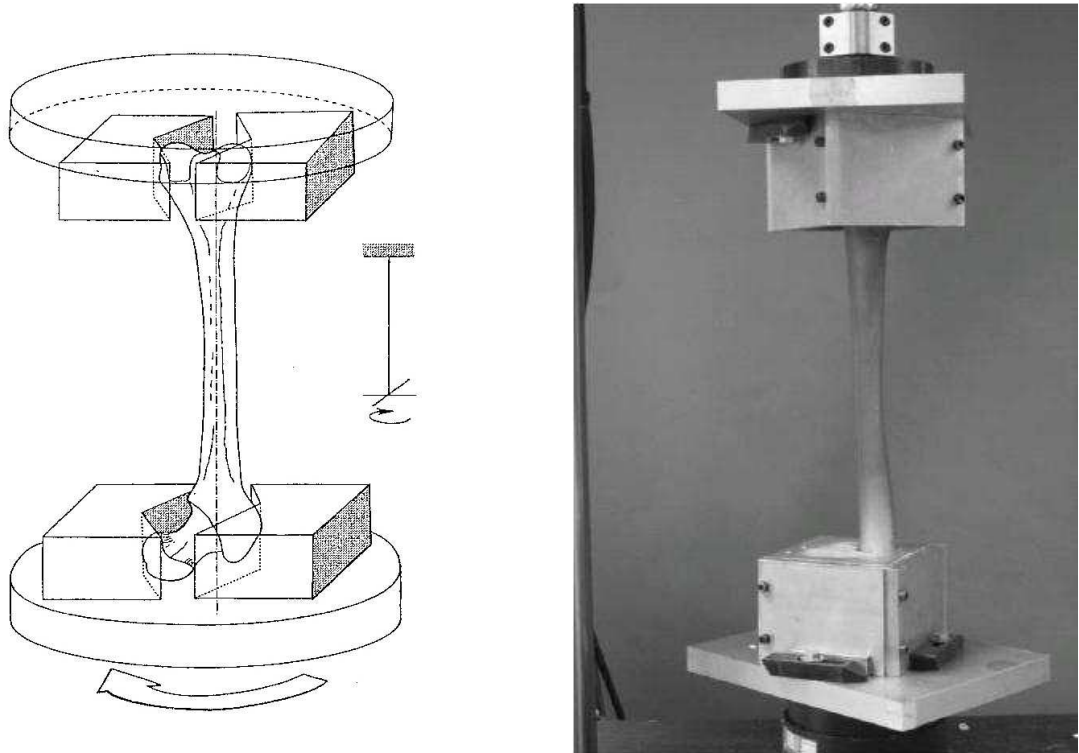


Figura 2.15: Ensayo a torsión del fémur humano

El tipo de sujecciones escogidas no coartan el movimiento en la dirección del eje longitudinal de la pieza. Debido a la irregular geometría del elemento y a la falta de simetría axial aparecen tensiones espurias que hacen que la pieza no se vea sometida a torsión pura. La relación entre el momento torsor aplicado y el giro resultante se multiplica por la longitud de la pieza para obtener la rigidez a torsión (Martens et al. (1980)).

Esta rigidez da una información valiosa debido al creciente interés en el comportamiento mecánico de implantes ortopédicos bajo cargas tangenciales (McKellop et al. (1991)).

2.3.2.3. Comportamiento bajo carga cuasi-axial aplicada en la cabeza

Con objeto de solicitar el hueso de la manera requerida se prepara un molde para mantener sujeta la zona distal del fémur y se sitúa el hueso de forma que el eje de la diáfisis forme un ángulo determinado con la vertical estando ambas rectas contenidas en un mismo plano. El hueso queda sujeto por el molde en una profundidad aproximada de 8 cm y su diáfisis forma un ángulo de 11° con la vertical en dirección de la adducción (Cristofolini et al. (1996b); Heiner y Brown (2001)). La carga se aplica verticalmente y

para conseguir una distribución lo más uniforme posible se fabrica un segundo molde, esta vez de la cabeza, a través del cual se aplica la fuerza (ver figura 2.16). De esta forma se intenta simular la transmisión del peso del cuerpo al fémur. Se mide el desplazamiento vertical del punto de aplicación de la carga para obtener la rigidez en la cabeza.

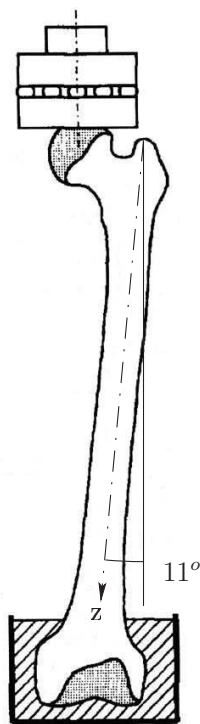


Figura 2.16: Colocación de la pieza para el ensayo bajo carga cuasi-axial

Debido a que la labor de sujetar el hueso en su posición es complicada, no es fácil repetir la misma configuración de ensayo, eso hace que los resultados varíen incluso trabajando con el mismo hueso. Para soslayar esa dificultad se obtiene también la distribución de deformaciones en la zona proximal, ya que es más independiente de las condiciones de borde que la rigidez.

2.3.3. Réplicas artificiales

El uso de huesos procedentes de cadáveres ha sido y es frecuente en la investigación en el campo de la biomecánica. Sin embargo, esa práctica lleva asociadas una serie de complicaciones entre las que destacan las siguientes:

1. La variación tanto geométrica como de propiedades físicas del material entre los huesos de diferentes personas ha dificultado la investigación y normalmente se necesitan grandes muestras para obtener resultados significativos (Cristofolini et al. (1996b); Heiner y Brown (2001); Dias et al. (2004)).

Un repaso a la literatura revela que el tamaño de la muestra cuando se utilizan huesos reales oscila habitualmente entre uno y cuarenta. La variación de la deformación

entre distintos fémures reales puede ser mayor del 100 % (Shybut et al. (1980); Crowninshield et al. (1990)), esto implica que para tener un intervalo de confianza del 95 % serían necesarios varios cientos de huesos (Cristofolini et al. (1996b)).

2. Es difícil disponer de huesos reales.
3. El manejo, conservación y preparación de los cadáveres y de sus huesos son tareas complicadas y sujetas a protocolos estrictos.
4. Los huesos auténticos se degradan en el tiempo variando sus propiedades físicas (Heiner y Brown (2001); Cheung et al. (2004)).

Considerando estos inconvenientes se comenzó a prestar atención a la posibilidad de sustituir los huesos reales por réplicas artificiales cuyo comportamiento mecánico fuera similar al de los huesos procedentes de cadáveres. Las ventajas de esas copias artificiales como sustitutas de los huesos naturales son evidentes: escasa variación de propiedades entre piezas, alta disponibilidad, facilidad de manejo, conservación y preparación y estabilidad de las propiedades en el tiempo. Como consecuencia, gran parte de la investigación actual acerca del fémur humano se basa en réplicas de este tipo.

Pacific Research Laboratories (Vashon Island, WA, USA) comercializa una serie de huesos artificiales bajo la marca *Sawbones* diseñados para reproducir con la mayor fidelidad posible el comportamiento mecánico de los huesos reales. Las piezas de *Sawbones* son las usadas más habitualmente en la investigación. Estos fémures artificiales han sido validados en numerosos estudios (Hilado (1974); Beals (1987); Szivek et al. (1990); Szivek y Gealer (1991); Szivek et al. (1993); Uta (1992); Viceconti et al. (1992); Cristofolini et al. (1993, 1994a, 1996b); Heiner y Brown (2001); Barink (2001)).

En la primera versión de un fémur artificial fabricado por Pacific Research Laboratories, el llamado tipo F (año 1987), el hueso cortical estaba reproducido mediante resina epoxy reforzada con fibra de carbono y el hueso esponjoso era imitado con espuma de poliuretano. Los resultados de este primer modelo fueron esperanzadores (Beals (1987)).

El mismo fabricante creó en 1991 una segunda generación en cuyas réplicas el hueso cortical pasaba a ser de resina epoxy reforzada con fibra de vidrio.

La fabricación de las piezas de esta segunda generación requería mucho trabajo manual lo que reducía la uniformidad entre diferentes unidades. Estos modelos no cuentan con cavidad medular.

Para superar estos inconvenientes nació una tercera generación (año 1998) en la que el hueso compacto se reproduce con resina epoxy reforzada con fibra de vidrio corta. Ese material permite un mejor moldeado y por ello facilita la fabricación de piezas con formas más realistas. Además, esta tercera generación sí reproduce aproximadamente la cavidad medular. La fabricación de las piezas de esta nueva generación es menos complicada, lo que ayuda a obtener una mayor uniformidad entre diferentes réplicas. Otra diferencia importante con respecto a los huesos de la segunda generación es que la sección de la diáfisis pasa a ser ovalada en vez de circular.

Tanto en la segunda como en la tercera generación existen dos fémures distintos, el mediano y el grande, ambos son modelos del fémur izquierdo. La geometría del fémur mediano (modelo 3103 en la segunda generación y modelo 3303 en la tercera) se obtuvo de un hombre de estatura media de 175 cm de altura y 83,9 kg de masa. El fémur grande

(modelo 3106 en la segunda generación y modelo 3306 en la tercera) está basado en el hueso de un hombre alto de 183 cm de altura y 90,7 kg de masa.

Las figuras 2.17 y 2.18 muestran una pieza de cada una de las generaciones. Los cuadros 2.1 y 2.2 contienen las medidas de ambos modelos, el mediano y el grande, para la segunda y la tercera generación respectivamente.

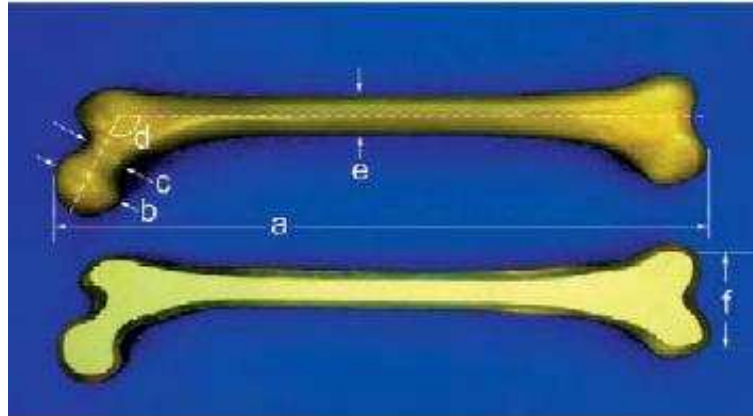


Figura 2.17: Réplica de la segunda generación de *Sawbones*

<i>Segunda generación</i>	a (mm)	b (mm)	c (mm)	d (°)	e (mm)	f (mm)
Fémur mediano (3103)	455	43	33	135	28	78
Fémur grande (3106)	485	52	34	120	30	86

Cuadro 2.1: Medidas de las réplicas de segunda generación de *Sawbones*

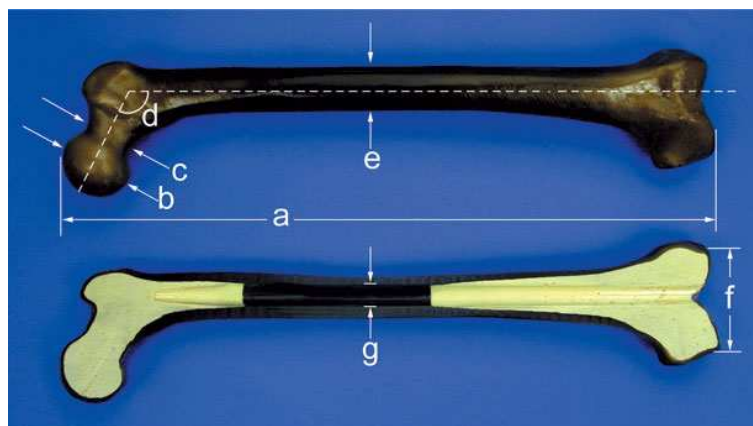


Figura 2.18: Réplica de la tercera generación de *Sawbones*

<i>Tercera generación</i>	a (mm)	b (mm)	c (mm)	d (°)	e (mm)	f (mm)	g (mm)
Fémur mediano (3303)	455	45	31	135	27	74	13
Fémur grande (3306)	485	52	37	120	32	93	16

Cuadro 2.2: Medidas de las réplicas de tercera generación de *Sawbones*

2.3.3.1. Validación

Las evaluaciones más completas de estas piezas han sido llevadas a cabo por Cristofolini et al. (1996b) en la Universidad de Bolonia (Italia) con modelos medianos de la segunda generación (3103) y por Heiner y Brown (2001) de la Universidad de Iowa (EE. UU.) con piezas grandes de la segunda y tercera generaciones (3106 y 3306).

El grupo italiano llevó a cabo un estudio comparativo entre tres grupos diferentes de piezas:

1. Fémures reales congelados para su conservación y descongelados posteriormente para su uso.
2. Fémures reales deshidratados y rehidratados antes de ser utilizados.
3. Fémures artificiales fabricados por *Sawbones* del modelo 3103 (fémur mediano de la segunda generación).

Los estadounidenses investigaron las propiedades mecánicas de piezas de las series 3106 y 3306. Además compararon esos resultados con otros existentes en la literatura para huesos de cadáveres bajo ensayos similares a los efectuados por ellos.

En ambos trabajos la caracterización mecánica se hace bajo carga axial, torsión y flexión realizando los ensayos típicos de caracterización del fémur descritos anteriormente (sección 2.3.2).

2.3.3.1.1. Rigidez a flexión

2.3.3.1.1.1. Descripción de los ensayos

Ambos estudios usaron vanos iguales de 186 mm en los ensayos a flexión en cuatro puntos. Las cargas máximas empleadas fueron de 550 N (Cristofolini et al. (1996b)) y de 500 N (Heiner y Brown (2001)), tanto para los ensayos en el plano frontal como para los ensayos en el plano sagital; así las tensiones producidas en las piezas ensayadas no comprometían su integridad.

El grupo de la Universidad de Bolonia ensayó cuatro huesos de cada uno de los grupos, el de Iowa usó seis de cada tipo.

2.3.3.1.1.2. Resultados

Dentro de cada uno de los grupos de piezas utilizados, Cristofolini et al. (1996b) encontraron diferencias significativas en los ensayos a flexión, tanto en un plano como en

otro. La variación fue separada en la parte proveniente de la preparación de los ensayos y en la que procede de diferencias reales entre muestras, resultando que la mayor parte del error viene de diferencias entre piezas.

Una comparación entre los tres grupos no mostró diferencias significativas entre ellos. Pero la variación entre las réplicas fue 20 y 200 veces menor que en los huesos reales en el plano sagital y en el frontal, respectivamente.

Heiner y Brown (2001) concluyeron que no hay diferencias significativas entre los huesos de la segunda generación y los de la tercera en el caso de flexión en el plano sagital. Sin embargo, la tercera generación resultó ser significativamente más rígida en el plano frontal que la segunda. Esta diferencia se debe principalmente a la geometría de la sección de la diáfisis, que es oval en la tercera y circular en la segunda como ya se ha comentado antes.

Los coeficientes de variación para la rigidez a flexión en el plano frontal fueron 3,8 % para la segunda generación y 2,6 % para la tercera. Para la flexión en el plano sagital son 5,1 % para las piezas de la segunda generación y 3,1 % para las réplicas de tercera generación.

2.3.3.1.2. Rigidez a torsión

2.3.3.1.2.1. Descripción de los ensayos

Cristofolini et al. (1996b) aplicaron un torsor máximo de 30 Nm a cuatro unidades de cada grupo, Heiner y Brown (2001) usaron un momento de 15 Nm en seis fémures de cada una de las dos generaciones evaluadas.

2.3.3.1.2.2. Resultados

Cristofolini et al. (1996b) encontraron que las diferencias entre los distintos elementos dentro de cada grupo eran significativas para los grupos de fémures reales, sin embargo, no era así en los fémures artificiales. La variación entre muestras resultó ser aproximadamente 200 veces menor en las réplicas comparada con la que presentan los reales.

No había diferencias significativas entre los resultados para los distintos grupos.

Heiner y Brown (2001) encontraron que había menos de un 10 % de diferencia entre la segunda y tercera generación en cuanto a rigidez a torsión. El coeficiente de variación en cada grupo fue 3,2 % para la segunda generación y 5,2 % para la tercera.

2.3.3.1.3. Movimiento y deformaciones bajo carga cuasi-axial

2.3.3.1.3.1. Descripción de los ensayos

Cristofolini et al. (1996b) usaron para estos ensayos cuatro huesos deshidratados, cuatro congelados y ocho réplicas artificiales. Cada pieza fue ensayada diez veces repitiendo todo el proceso de colocación de la pieza cada vez. La carga máxima empleada fue de 800 N.

Heiner y Brown (2001) ensayaron tres piezas de la segunda generación y otras tres de la tercera empleando una carga máxima de 600 N.

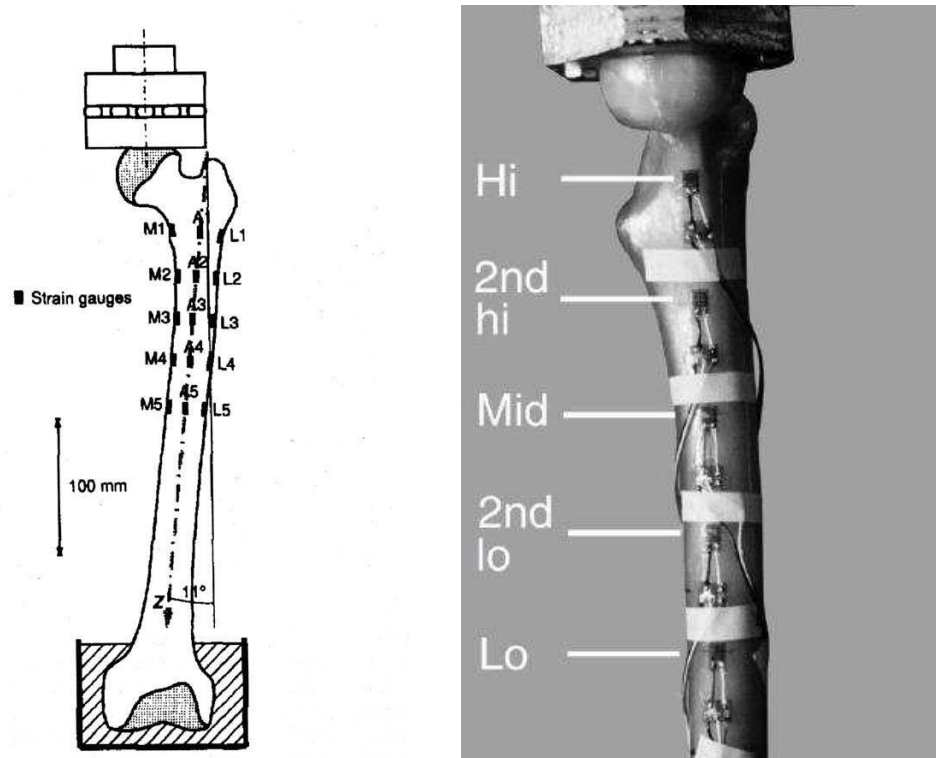


Figura 2.19: Situación de las bandas extensométricas usadas por Cristofolini et al. (1996b) y por Heiner y Brown (2001)

El grupo de Cristofolini señala que el movimiento de la cabeza del fémur bajo carga cuasi-axial en su cabeza depende en gran medida de las condiciones de sujeción de la pieza, debido a eso aconsejan medir también la distribución de deformaciones en la zona proximal del hueso. Esa recomendación es seguida por Heiner y Brown (2001). Ambos grupos usaron bandas extensométricas uniaxiales que medían la deformación vertical. En el trabajo del grupo de Bolonia se colocaron 20 bandas. En la Universidad de Iowa usaron 5 bandas colocadas en la región media de la parte proximal de la diáfisis, desde el trocánter menor hasta la mitad de la diáfisis. La figura 2.19 muestra la situación de las bandas extensométricas en ambos trabajos.

Cristofolini y sus colaboradores también demostraron que la incertidumbre a la hora de colocar el molde que sirve para transmitir la carga a la cabeza del fémur hacía muy difícil repetir las mismas condiciones de ensayo.

2.3.3.1.3.2. Resultados

En lo referente al movimiento de la cabeza, Cristofolini et al. (1996b) encontraron diferencias significativas dentro de cada uno de los grupos. Separaron la variación en dos partes, la debida a las diferencias entre las piezas y la debida a las condiciones del ensayo, y concluyeron que para las réplicas la variación es en su mayor parte debida a diferencias en la preparación del ensayo, no sucede así en los fémures procedentes de cadáveres.

Teniendo en cuenta esa diferenciación se observó mayor variación dentro de los grupos

de fémures reales que entre las réplicas artificiales. No encontraron diferencias estadísticas significativas entre los resultados para fémures congelados y para réplicas, mientras que el grupo de huesos deshidratados mostraba diferencias con los otros dos.

La variación entre fémures artificiales se estimó 20 veces menor que en los otros dos grupos.

La distribución de deformaciones en la zona proximal no mostraba diferencias significativas entre los diferentes grupos. En algunas réplicas aparecía una zona de deformaciones mayores que las esperadas en la región media debida a una presencia menor de fibras de refuerzo revelada por un análisis de rayos X.

Heiner y Brown (2001) no encontraron diferencias estadísticas significativas de rigidez entre las réplicas de ambas generaciones. El coeficiente de variación para las piezas de la segunda generación es del 13,3 %, mientras que para los modelos de la tercera generación resultó ser 2,7 %.

La deformación de los huesos de la tercera generación en la zona proximal era demasiado grande comparada con la de los huesos de la segunda y huesos reales, el motivo resultó ser que el espesor de la capa cortical en los huesos de la tercera generación era demasiado pequeño en esa zona. El fabricante, Pacific Research Laboratories, aumentó posteriormente el espesor del hueso cortical en esa zona para subsanar ese problema. Heiner y Brown (2003) ensayaron las piezas de esa nueva versión verificando que, efectivamente, la rigidez de esa región se aproximaba más a la de los huesos reales.

Así pues, las deformaciones obtenidas en ambos tipos de réplica son similares a las obtenidas en huesos procedentes de cadáveres. Estos autores no encontraron ninguna pieza con la zona de menor rigidez señalada por Cristofolini y su equipo para la segunda generación.

2.3.3.2. Conclusiones

Ambos trabajos terminan con iguales conclusiones:

1. El comportamiento mecánico de las réplicas fabricadas por Pacific Research Laboratories está dentro del rango de los huesos reales.
2. La variación de las propiedades mecánicas entre diferentes unidades es mucho menor que la que presentan los huesos procedentes de cadáveres.

Así pues los modelos de la segunda y la tercera generación de *Sawbones* cumplen con los dos objetivos principales de las réplicas artificiales, eso las convierte en sustitutos muy útiles de los huesos reales para el análisis mecánico.

Numerosos trabajos experimentales se han llevado a cabo con estas réplicas (McKellop et al. (1991); Otani et al. (1993b,a); Cristofolini et al. (1994a,b, 1995b,a, 1996a); Harman et al. (1994, 1995); Ramer et al. (1997); Stolk et al. (2002); Maher y Prendergast (2002); Verdonshot et al. (2002); Waide et al. (2004); Dias et al. (2004); Bell (2005); Kassi et al. (2005); Completo et al. (2007)).

2.4. Investigaciones sobre solicitaciones en el fémur en accidentes de tráfico

Los primeros estudios en la Biomecánica de Impacto acerca de choques frontales de tráfico se centraron en la cabeza, el cuello y el pecho debido al elevado número de lesiones en esas regiones que se producían en los años 60 y 70 del siglo XX y al gran riesgo para la vida que llevan asociado (Rupp y Schneider (2004)).

Debido a la reducción del número de lesiones de la cabeza, el cuello, el pecho y el abdomen en choques frontales como consecuencia de la generalización de los airbags y del uso más frecuente del cinturón de seguridad, el mundo de la Biomecánica comenzó a prestar más atención a las extremidades inferiores (Rupp et al. (2002)).

El tema más estudiado ha sido el de las lesiones del tobillo y el pie (Morgan et al. (1991); Pattimore et al. (1991); Crandall et al. (1996); Fildes et al. (1997)). La zona situada entre la rodilla y la cadera ha sido considerablemente menos atendida (Rupp et al. (2002)). Este déficit de atención se debe en gran parte a que la respuesta de esa zona frente a cargas aplicadas sobre la rodilla flexionada fue estudiada durante los años 60 y 70 del pasado siglo (Patrick et al. (1966); Powell et al. (1974, 1975); Melvin et al. (1975); Melvin y Stalnaker (1976)).

En los ensayos que se realizaron para esos estudios se golpeaban las rodillas de cadáveres completos o se dirigían éstos contra un objeto preparado específicamente para detener la rodilla. Estos tests tuvieron como resultado más común la rotura de la zona del fémur más cercana a los cóndilos o en la propia rodilla. Como consecuencia se pensaba que esas eran las zonas más débiles y que si se protegían convenientemente el complejo rodilla-fémur-cadera quedaba completamente a salvo (Viano (1977)). Estos estudios se tomaron como base para establecer un límite superior de 10 kN para la carga axial transmitida al fémur de una réplica del ser humano en un choque frontal a 48 km/h. Ese mismo valor de la carga se usa en choques a 56 km/h en el programa NCAP (New Car Assessment Program) (NHTSA (1979)).

Análisis más recientes de las lesiones ocasionadas en choques frontales en los Estados Unidos y el Reino Unido demuestran que las conclusiones de estos estudios eran erróneas y que gran cantidad de lesiones ocurren en otras zonas del complejo (Thomas et al. (1995); Kuppia et al. (2001); Rupp et al. (2002, 2003); Rupp y Schneider (2004)). Partiendo de esa discrepancia entre ensayos y datos reales la Universidad de Michigan (EEUU) empezó una investigación en colaboración con la National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA).

En los ensayos que han realizado, se usan piernas completas de cadáveres reales que son golpeadas en la rodilla estando ésta flexionada. Según esos ensayos la parte más débil del fémur era la zona más proximal (por encima del trocánter menor). Si la tolerancia de esa zona es significativamente inferior a la de la diáfisis (Rupp et al. (2002, 2003)) sería de esperar que las lesiones de la cabeza, el cuello y la zona intertrocantérea como consecuencia de choques frontales fueran mucho más frecuentes que las de diáfisis. Sin embargo no es así.

En los datos de choques frontales en el Reino Unido posteriores a 1983 recogidos por Thomas et al. (1995) las lesiones más frecuentes son las de la diáfisis del fémur. Huelke (1991) calcularon que las lesiones de la diáfisis del fémur eran el 18 % de las lesiones de las extremidades inferiores, mientras que la rodilla sufría el 22 % y la cadera el 15 %.

Datos más recientes de accidentes graves en coches modernos dan mayor importancia a las lesiones de cadera, pero las de la diáfisis siguen siendo numerosas. Según Dischinger et al. (2005), de las 2472 fracturas localizadas en las extremidades inferiores que fueron tratadas en los hospitales estadounidenses adscritos al programa *CIREN* (Crash Injury Research and Engineering Network) un 26 % estaban localizadas en la pelvis mientras que el 19 % de ellas tuvo lugar en la diáfisis femoral.

2.5. Modelos de remodelación mecánica

Aunque en siglos anteriores ya se había prestado cierta atención a la relación entre la estructura del tejido óseo y las solicitaciones que actúan sobre él, fue en el siglo XIX cuando el estudio de la influencia que las cargas tenían sobre la estructura cobró mayor interés.

En la década de los 60 de ese siglo, el ingeniero estructural de origen suizo Carl Culmann tuvo la oportunidad de ver unos dibujos de la zona proximal del fémur humano que el anatomista G. H. von Meyer, también suizo, estaba preparando. Casualmente, en esos momentos Culmann estaba diseñando una grúa cuya forma curvada era similar a la de la zona proximal del fémur. Al ingeniero le llamó la atención el parecido entre esos dibujos y la representación de las trayectorias de las tensiones principales en una barra curva, con la que modelizaba su grúa, bajo una carga similar a la que soporta este hueso en su cabeza.

En 1867 (von Meyer (1867)) estos dos personajes publican unos dibujos que muestran la arquitectura de la zona superior del fémur y las direcciones principales de las tensiones en la barra curva de Culmann. Esos dibujos se conocen como los dibujos de Culmann y von Meyer y se reproducen en la figura 2.20. Estas representaciones gráficas marcaron el inicio de las investigaciones en la línea de la influencia mecánica en el comportamiento óseo (Doblaré y García-Aznar (2000)).

2.5.1. La ley de Wolff y la adaptación funcional de Roux

Partiendo de esos dibujos, Julius Wolff (1836-1902) planteó su teoría de la remodelación del tejido óseo. Según ella, el alineamiento óseo trabecular está regulado por las *trayectorias de las tensiones principales* en un sólido ideal de geometría exacta a la del hueso bajo una carga igual a la que soporta éste (Wolff (1892)). Como consecuencia de ello, Wolff defendía que las trabéculas del tejido esponjoso debían cruzarse formando ángulos rectos; eso chocaba con los dibujos de von Meyer y por ello Wolff dibujó de nuevo el fémur proximal haciendo que las trayectorias incidieran perpendicularmente.

Se atribuye a este cirujano alemán el descubrimiento de que el hueso tiene la capacidad de variar su estructura para adaptarla a las posibles alteraciones de las cargas que lo solicitan. Esa proposición ha sido confirmada en numerosos estudios experimentales (Carter (1984); Lanyon y Rubin (1984); Rubin y Lanyon (1984, 1987); Rubin y Hausman (1988); Leichter (1989); Buckwalter y Woo (1994)).

La figura de Wolff es muy controvertida y se ha puesto en duda varias veces la originalidad de su obra (Keith (1918); Brand y Claes (1989); Dibbets (1992)). En cualquier caso, se le reconoce de forma unánime la labor divulgativa de sus trabajos y la estimulación del debate que tuvieron como efecto. Su teoría de la remodelación ósea también ha sido muy

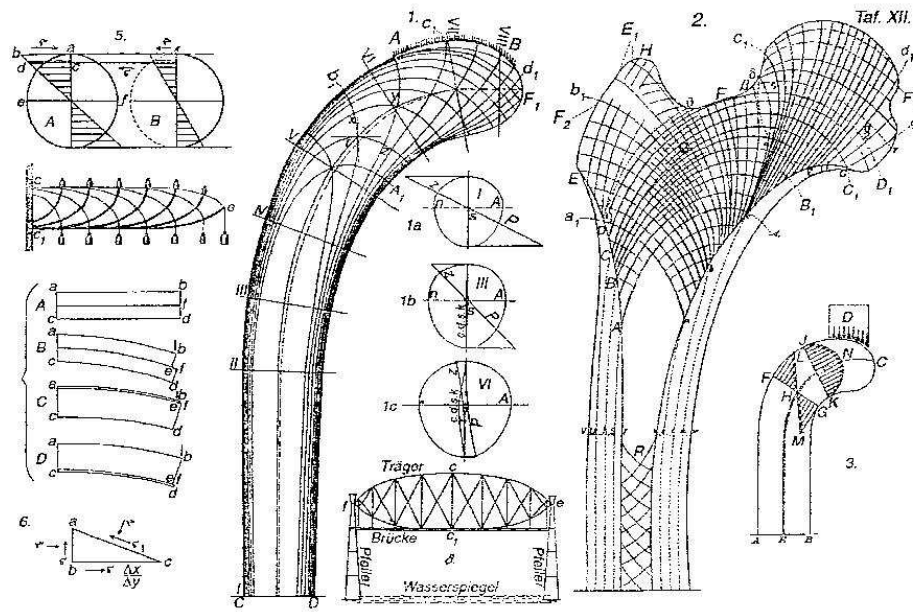


Figura 2.20: Los dibujos de Culmann y von Meyer (von Meyer (1867))

criticada y la condición de ortogonalidad fue rechazada muy pronto por varios autores (Jansen (1920); Triepel (1922); Murray (1936)).

La pretendida correspondencia biunívoca entre la arquitectura trabecular del hueso real por un lado, y las trayectorias de las tensiones principales en un cuerpo elástico lineal, continuo, homogéneo e isótropo de igual geometría que el hueso y cargado de igual manera que éste por otro lado, ha sido definida por Stephen Cowin como *la falsa premisa* de la ley de Wolff. Esa proposición asume que las trabéculas son materializaciones de las direcciones principales de tensiones en el sólido ideal definido anteriormente. Cowin señala que el hueso esponjoso dista mucho de cumplir esas condiciones ideales, por lo cual se están comparando dos cosas muy distintas. Además, el número de trayectorias principales de tensiones es infinito y el número de trabéculas no lo es, por lo que es imposible establecer esa correspondencia biunívoca. A estas objeciones hay que sumar que el hueso no soporta una única carga invariable, sino que sobre él actúan diferentes cargas a lo largo del día (Cowin (2001)).

Oxnard y Yang (1981) sugieren que la ley de Wolff ha de ser reinterpretada de forma que la correspondencia tensión-trabécula se aplique a la relación que hay entre una arquitectura ortogonal media y una red ortogonal de tensiones media. Cowin (Cowin (1989)), siguiendo esta idea y las antiguas objeciones de Murray señala que la ley de Wolff es válida cuando el hueso esponjoso se considera como un continuo con propiedades medias.

Hoy en día, numerosos estudiosos de la adaptación ósea han desarrollado modelos que relacionan la estructura ósea media con alguna medida de las cargas mecánicas que el hueso ha recibido. Cuando estos trabajos utilizan el concepto *ley de Wolff* hacen referencia realmente al hecho de que la arquitectura ósea se adapta a las cargas, lo cual encaja mucho mejor con el concepto de *adaptación funcional* acuñado por Roux (Roux (1895)). Así pues, parece recomendable la sustitución del concepto ley de Wolff por el de adaptación

funcional de Roux (Cowin (2001)).

2.5.2. Modelos matemáticos de remodelación interna

2.5.2.1. Conceptos generales

A partir de los trabajos de Wolff y Roux varios investigadores han formulado reglas matemáticas para simular la adaptación del hueso a las influencias mecánicas. El desarrollo de las técnicas computacionales ha ayudado mucho en esta tarea.

La adaptación funcional mecánica del hueso a las sollicitaciones mecánicas implica la existencia de un proceso de control fisiológico. Partes esenciales de ese proceso son los sensores que detectan la componente mecánica del trabajo del tejido y traductores que conviertan las medidas de la utilización mecánica en respuestas celulares. Esas respuestas celulares producen a cambios graduales en la distribución del tejido óseo y, una vez que la estructura se ha adaptado lo suficiente, la señal disminuye de intensidad y los cambios cesan.

Los modelos puramente biomecánicos intentan describir el estímulo y la respuesta cuantitativamente, de manera que no definen cómo funcionan el proceso sino que solamente intentar predecir lo que va a pasar. Son útiles para describir y predecir la adaptación del tejido óseo debido a la variación de las cargas mecánicas pero no contribuyen a la comprensión de las bases y procesos biológicos (Cowin (2001); Hart (2001)).

La mayoría de estos modelos se basa en la idea de que el tejido óseo, para mantener sus características, necesita un cierto nivel de estímulo mecánico e intenta autorregularse para mantener dicho nivel. El objetivo es homogeneizar el valor del estímulo local en todos los puntos. Se asume que existe una condición de *equilibrio de remodelación*, llamada *condición homeostática*, en la que el hueso está adaptado a las influencias mecánicas y no se produce remodelación. Sólo cuando el estado mecánico se aparta de este equilibrio comienza el proceso de remodelación (Pauwels (1965)).

Para poder simular la respuesta adaptativa es necesario identificar qué parámetros mecánicos controlan el proceso, es decir, se necesitan manifestaciones físicamente medibles del cambio en las condiciones mecánicas que puedan detectarse y que den a las células el estímulo para modificar la arquitectura ósea.

Las propiedades mecánicas del hueso se definen en el nivel aparente, a ese nivel se considera un material continuo con unas propiedades del material que representan las propiedades medias del tejido.

El problema adaptativo se formula asumiendo un comportamiento elástico lineal del hueso. Durante las actividades normales las deformaciones unitarias en el hueso no superan el valor de $3 \cdot 10^{-3}$, y los ensayos experimentales han demostrado que su comportamiento puede considerarse elástico lineal (van Rietbergen y Huiskes (2001)).

El comportamiento viscoelástico del hueso puede deberse a las propiedades del tejido o a la presencia de médula ósea en los poros de la esponjosa. Los efectos de rigidización hidráulica que produce la médula ósea son muy pequeños, excepto con velocidades de deformación muy altas. La dependencia de las propiedades mecánicas del tejido de la velocidad de deformación es muy débil. Así pues, durante las actividades normales las propiedades viscoelásticas del hueso pueden despreciarse (van Rietbergen y Huiskes (2001)).

Las propiedades mecánicas aparentes dependen principalmente de la densidad aparente, pero también dependen de la orientación de las trabéculas. Los modelos de adaptación interna tratan de describir los cambios en las propiedades aparentes del material describiendo los cambios en la densidad con y sin cambios en la anisotropía, lo que da lugar a modelos isótropos y anisótropos. Así pues, el objetivo básico es formular modelos matemáticos capaces de simular el comportamiento del tejido óseo en función del estado de cargas al que se encuentre sometido.

2.5.2.2. La elasticidad adaptativa de Cowin

Comenzando en 1976, Cowin y sus colaboradores desarrollaron este modelo biomecánico en una serie de artículos (Cowin y Hegedus (1976); Cowin y Buskirk (1978); Cowin y Firoozbakhsh (1981); Cowin (1986b); Cowin y van Buskirk (1986); Cowin (1987); Cowin et al. (1992); Cowin (1993)).

La condición de equilibrio de remodelación se define mediante un estado de deformaciones de equilibrio (ϵ_o). Si una alteración de las cargas o la colocación de un implante genera un nuevo tensor de deformaciones local (ϵ) distinto del tensor que define la condición de equilibrio, comienza la remodelación mecánica.

Para describir los cambios en las propiedades del material Cowin y Hegedus (1976) proponen la siguiente ecuación que define la velocidad de variación de la fracción sólida:

$$\dot{e} = a(e) + \mathbf{A}(e) : \epsilon \quad (2.3)$$

Y la ecuación constitutiva del material se define de la siguiente forma:

$$\sigma_{ij} = (\xi_0 + e)C_{ijkl}(e)\epsilon_{kl} \quad (2.4)$$

en las ecuaciones (2.3) y (2.4) e es el cambio de valor en la fracción sólida (ξ) respecto a un valor de referencia (ξ_0), \dot{e} es la velocidad de variación de e , ϵ es el tensor de deformaciones, σ es el tensor de tensiones y $a(e)$, $\mathbf{A}(e)$ y $C_{ijkl}(e)$ son coeficientes del material que dependen de la variación de su fracción sólida e .

También propone una ley de remodelación externa que no es de interés para este trabajo.

Posteriormente Cowin et al. (1992) presentaron una nueva formulación continua en la que se trabajaba con la reorientación y los cambios en el comportamiento anisótropo de la arquitectura trabecular como una función de las solicitaciones mecánicas (deformaciones). Con esta idea introdujo el *fabric tensor*, que traduciremos como *tensor de estructura tisular*, como una medida cuantitativa estereológica del reordenamiento microestructural de las trabéculas y los poros del hueso esponjoso (Cowin, 1985; Cowin, 1986; Turner y Cowin, 1987; Turner et al., 1990; Cowin et al., 1992). Este tensor es un tensor de segundo orden, definido positivo, cuyos ejes principales son coincidentes con las direcciones principales de las trabéculas y cuyos autovalores son proporcionales a la cantidad de masa de la estructura trabecular asociada a dicha dirección principal. Cowin determina el fabric tensor utilizando el método de la longitud media de intercepción (MIL).

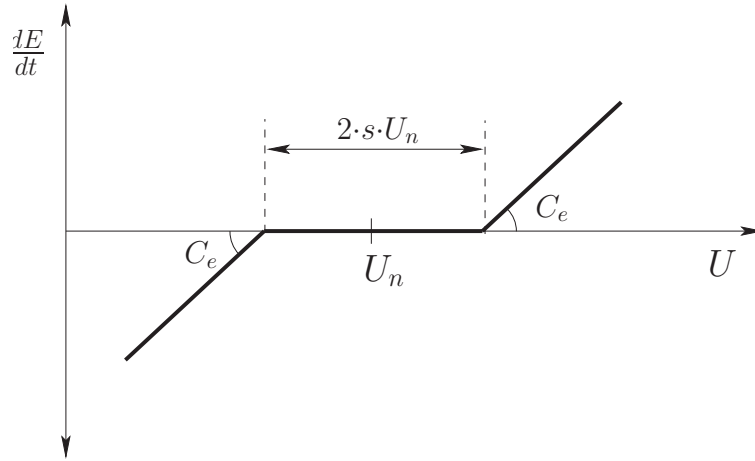


Figura 2.21: Velocidad de remodelación según el modelo de Huiskes

2.5.2.3. Modelo de la energía de deformación de Huiskes

Huiskes et al. (1987) presentaron esta teoría para intentar predecir la variación en la distribución de densidad en el hueso, por tanto se trata de un modelo de remodelación isótropo.

Su interés radica en que introdujo el concepto de *zona muerta* siguiendo una sugerencia de Carter (1984). Así, el proceso de remodelación no comienza cuando el estímulo difiere de un valor de referencia determinado, sino que es necesario que la diferencia entre el estímulo real y el de referencia sobrepase un determinado umbral. Como consecuencia de ello hay un intervalo de valores de la estimulación que no inician el proceso de remodelación, ese intervalo es la zona muerta, también llamada zona perezosa.

Huiskes et al. (1987) proponen tomar como estímulo la densidad de energía de deformación (U).

En lo referente al cambio de propiedades del material este modelo plantea la siguiente descripción de la variación del módulo elástico según el valor de la densidad de energía de deformación que se representa en la figura 2.21:

$$\frac{dE}{dt} = \begin{cases} C_e (U - (1 + s) U_n) & \text{si } U > (1 + s) U_n \\ 0 & \text{si } (1 - s) U_n \leq U \leq (1 + s) U_n \\ C_e (U - (1 - s) U_n) & \text{si } U < (1 - s) U_n \end{cases} \quad (2.5)$$

donde E es el módulo elástico aparente, C_e es una constante que define la variación de la velocidad de remodelación según la densidad de energía de deformación, U es la densidad de energía de deformación actual, U_n es el valor de equilibrio de U y s es la mitad de la anchura de la zona muerta expresada en tanto por uno de U_n .

Este modelo puede dar problemas si el módulo elástico se reduce hasta hacerse negativo.

2.5.2.4. La *auto-optimización* de Carter

Carter y sus colaboradores plantearon un modelo matemático basado en un concepto de auto-optimización según el cual el material que forma los huesos tiende a maximizar su integridad estructural mientras que, simultáneamente, reduce al mínimo la cantidad de hueso (Fyhrie y Carter (1986); Carter et al. (1987); Carter (1987); Carter et al. (1989)). Propusieron como estímulo controlador de proceso de remodelación un parámetro al que llamaron *tensión energética* (*energy stress*) que se define de la siguiente forma:

$$\bar{\sigma} = \sqrt{2EU} \quad (2.6)$$

donde E es el módulo de elasticidad aparente actual y U es densidad de energía de deformación aparente.

Para aclarar el significado de este nuevo parámetro vamos a ver cómo se define en algunos casos simples. En el caso de sollicitación uniaxial en el que las componentes del tensor de tensiones se escriben de esta forma:

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} \sigma & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

considerando un material elástico lineal se tiene:

$$U = \frac{\sigma\varepsilon}{2} = \frac{\sigma^2}{2E} \Rightarrow \bar{\sigma} = \sigma \quad (2.8)$$

En el caso de corte simple:

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} 0 & \tau & 0 \\ \tau & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

así que:

$$U = \frac{\tau\gamma}{2} = \frac{\tau^2}{2G} = \frac{\tau^2(1+\nu)}{E} \Rightarrow \bar{\sigma} = \tau\sqrt{2(1+\nu)} \quad (2.10)$$

Si consideramos el caso de tensión uniaxial y corte simple:

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} \sigma & \tau & 0 \\ \tau & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

tendremos que:

$$U = \frac{\sigma\varepsilon}{2} + \frac{\tau\gamma}{2} = \frac{1}{E} \cdot \left(\frac{\sigma^2}{2} + \tau^2(1+\nu) \right) \Rightarrow \bar{\sigma} = \sqrt{\sigma^2 + 2\tau^2(1+\nu)} \quad (2.12)$$

Estos investigadores demostraron que es conveniente considerar más de un caso de carga para predecir razonablemente el proceso de remodelación mecánica del tejido óseo e incorporaron en su modelo el número de ciclos de cada uno de esos casos. Así, plantearon la siguiente relación entre la densidad aparente y la tensión energética:

$$\rho = K \left(\sum_{i=1}^c n_i \bar{\sigma}_i^M \right)^{(1/2M)} \quad (2.13)$$

en la que ρ es la densidad aparente, K y M son constantes, c es el número de casos de carga considerados y n es el número de ciclos de cada uno de esos casos.

Para considerar los diferentes casos de carga acumularon los efectos mecánicos a lo largo de un día introduciendo el concepto de *historia media diaria*. La consideración de varios casos de carga y del número de ciclos de cada uno de ellos es la aportación más importante de este modelo (Doblaré y García-Aznar (2000)).

2.5.2.5. El modelo isótropo de Stanford

El modelo isótropo de Stanford (Beaupré et al. (1990a,b)) modifica y extiende las ideas de Carter y Huijskes. Se considera una condición de remodelación homeostática a nivel local, es decir, se asume que el tejido óseo necesita un cierto nivel de estímulo mecánico para mantener sus características.

Este es uno de los modelos isótropos más empleados y se utilizará en el capítulo 4 de este trabajo, donde se describe con mayor profundidad.

2.5.2.6. Modelo anisótropo de Stanford basado en la energía

Esta formulación (Jacobs (1994)) es la extensión a la anisotropía del modelo isótropo de Stanford. Esta aproximación utiliza la diferencia entre la potencia de las fuerzas externas y la velocidad de variación de la energía interna total como medida de la efectividad de la respuesta adaptativa.

Se plantea la condición de que, en el caso de una tensión hidrostática aplicada, el comportamiento de remodelación ha de coincidir con el del modelo isótropo; esta condición es necesaria para definir este modelo completamente.

Así, la ley de variación de la densidad coincide con la del modelo de Stanford y la variación del tensor de cuarto orden de módulos elásticos se define de la siguiente forma:

$$\dot{\mathbf{C}} = \frac{\beta \cdot \dot{\rho}}{\rho} \cdot \frac{\boldsymbol{\sigma} \otimes \boldsymbol{\sigma}}{\boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon}} \quad (2.14)$$

donde β es una constante y ρ es la densidad aparente.

En este modelo la densidad aparente (ρ) y la rigidez (\mathbf{C}) son independientes pero están acopladas, de forma que la densidad ejerce una influencia en la velocidad de variación de la rigidez y viceversa.

Jacobs et al. (1997) aplicaron esta teoría a la remodelación interna de la región proximal del fémur. La distribución de densidades resultó ser similar a la que resulta de aplicar el modelo isótropo de Stanford. Sin embargo, la razón de anisotropía estimada en las zonas corticales es excesivamente elevada. Los propios creadores del modelo explican el motivo de esta desviación, asumieron que el hueso puede variar su rigidez en cualquier dirección independientemente del cambio en las otras. Esta suposición puede ser adecuada para el hueso trabecular, pero cuando el material es muy denso y, por tanto, presenta pocos huecos, un cambio de rigidez en una dirección mediante aportación o reabsorción de material afectará al comportamiento en el resto de direcciones del espacio en ese punto.

Además, esta teoría presenta otras limitaciones. La primera de ellas es que no admite una respuesta simultánea de rigidización en una dirección y flexibilización en otra, ya que el criterio de remodelación (reabsorción o formación) depende de un escalar tomado del modelo isótropo de Stanford.

La segunda se pone de manifiesto al analizar la ecuación (2.14). Puede observarse que no puede haber variación del tensor de rigidez si no hay variación de la densidad aparente; así pues, no admite cambios en la orientación trabecular sin cambios de densidad.

La tercera de estas limitaciones se entiende fácilmente planteando un ejemplo sencillo. Si tenemos una tensión uniaxial en un hueso inicialmente isótropo y el valor del estímulo mecánico es tal que activa el proceso de reabsorción, este modelo predice una reducción de rigidez mayor en la dirección de la carga que en la dirección no cargada, lo cual es claramente erróneo.

2.5.2.7. Modelo anisótropo de Stanford basado en las tensiones

Como consecuencia de las limitaciones del modelo anterior, Jacobs (1994) propuso un modelo alternativo basándose esta vez en que el hueso responde adaptándose a las direcciones principales de tensión.

El desarrollo de este método parte de la división del tensor $\dot{\mathbf{C}}$ en dos partes, una isótropa y otra anisótropa:

$$\dot{\mathbf{C}} = \dot{\mathbf{C}}_{iso} + \dot{\mathbf{C}}_{aniso} \quad (2.15)$$

El tensor $\dot{\mathbf{C}}_{iso}$ coincide con el del modelo isótropo de Stanford pero se calcula usando una tensión efectiva isótropa que se define como sigue:

$$p = \frac{|\sigma_I| + |\sigma_{II}| + |\sigma_{III}|}{3} \quad (2.16)$$

$$\boldsymbol{\sigma}_{iso} = p\mathbf{I} \quad (2.17)$$

donde p se denomina pseudo presión hidrostática, σ_I , σ_{II} y σ_{III} son las tensiones principales e \mathbf{I} es el tensor identidad de segundo orden.

La parte anisótropa tiene en cuenta cada dirección principal por separado, si una tensión principal es mayor o menor que la presión hidrostática, la correspondiente componente del tensor de rigidez aumenta o disminuye. La velocidad de remodelación es la misma para todas las direcciones y no depende del estado tensional. Así, la evolución de la anisotropía la define la siguiente expresión:

$$\dot{\mathbf{C}} = \gamma \begin{pmatrix} \text{signo}(|\sigma_I| - p) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \text{signo}(|\sigma_{II}| - p) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \text{signo}(|\sigma_{III}| - p) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (2.18)$$

donde γ es un escalar que se calcula haciendo una analogía para el caso uniaxial con el modelo isótropo de Stanford.

La limitación más importante de este modelo es la de considerar que todas las direcciones presentan la misma velocidad de remodelación independientemente de la magnitud de las tensiones. Además en un estado biaxial lo lógico es que el material evolucione hacia una isotropía transversal, pero según la ecuación (2.18) es imposible conseguir un tensor de rigidez transversalmente isótropo.

2.5.2.8. Modelo de Doblaré basado en la Mecánica del Daño

Doblaré y García-Aznar (2000) presentan una teoría basada en la Mecánica del Daño anisótropa modificada para poder reproducir las particularidades del fenómeno de remodelación ósea interna. Las ideas que utiliza son la teoría del daño anisótropa de Cordebois y Sideroff, el concepto del *fabric tensor* o *tensor de estructura tisular* de Cowin y el modelo isótropo de remodelación de Stanford.

Se entiende aquí por daño una medida del volumen de huecos en el tejido óseo direccionada siguiendo la idea de Cowin para el tensor de estructura tisular. Así, se considera como material intacto la situación ideal de porosidad nula. Entonces la reabsorción de tejido hará crecer el daño mientras que la formación hará que disminuya. Queda patente que, al contrario que en las teorías clásicas, la evolución del daño no tiene porqué ser siempre positiva ya que se producen aportes energéticos metabólicos que no se consideran en modelos puramente mecánicos.

Hay que resaltar también otra diferencia importante, en la Mecánica del Daño típica el daño crece como consecuencia de estados tensionales elevados, en este caso el daño se produce cuando el estado tensional es bajo.

Se eligen dos variables macroscópicas como variables internas independientes: la densidad aparente (ρ) para cuantificar la porosidad y el tensor de tejido (\mathbf{H}) para hacerlo con el grado de anisotropía. A partir de estas consideraciones se define el tensor de daño de la siguiente manera:

$$\mathbf{D} = \mathbf{I} - \left[\left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^{\beta/2} \sqrt{A} \hat{\mathbf{H}} \right] \quad (2.19)$$

donde \mathbf{I} es el tensor identidad, ρ es la densidad aparente, ρ_c es la densidad máxima del hueso cortical, β es un parámetro experimental que relaciona el módulo elástico continuo con la densidad aparente, A un parámetro de ajuste y $\hat{\mathbf{H}}$ el tensor de tejido normalizado de forma que su tercer invariante sea unitario. El tensor de daño se anula cuando $\rho = \rho_c$ y $\hat{\mathbf{H}} = \mathbf{I}$ (en ese caso $A = 1$) y se hace unitario cuando $\rho = 0$ independientemente de $\hat{\mathbf{H}}$.

El tensor inverso del de módulos elásticos \mathbf{C}^{-1} para el material dañado se determina en función del mismo tensor del material virgen $\hat{\mathbf{C}}^{-1}$ y del tensor de daño \mathbf{D} :

$$\mathbf{C}^{-1} = (\mathbf{I} - \mathbf{D})^{-1} \hat{\mathbf{C}}^{-1} (\mathbf{I} - \mathbf{D})^{-1} \quad (2.20)$$

Aplicado al fémur proximal este modelo predice una distribución de densidades similar a la obtenida con los modelos de Stanford, sin embargo, el grado de anisotropía es mucho más próximo a la realidad que con los modelos anisótropos de Jacobs.

2.5.2.9. Modelos mecanobiológicos

Los modelos anteriores tienen en común el hecho de no considerar los procesos biológicos que suceden en el tejido óseo y que producen la remodelación, únicamente se ocupan de las consecuencias mecánicas que esos procesos tienen. Así, el objetivo de esos modelos es definir una ley de evolución de las propiedades mecánicas como respuesta a las propias solicitaciones.

Existen otros modelos que tratan de caracterizar matemáticamente los procesos biológicos, estos modelos reciben el nombre de mecanobiológicos. Los primeros modelos que trataron de considerar el comportamiento de las células óseas en el proceso de remodelación fueron el modelo trabecular de Huijskes (Huijskes et al. (2000)) y el modelo isótropo bidimensional de Hazelwood (Hazelwood et al. (2001)).

El modelo de Hazelwood fue el primero que consideró el proceso completo de activación-reabsorción-formación (A-R-F) que tiene lugar en las unidades básicas multicelulares (BMU). Este modelo define una velocidad de evolución de la porosidad del hueso que depende de la cantidad de unidades BMU por unidad de superficie. A partir de la porosidad estima el módulo elástico del material. Este modelo no considera la anisotropía del material.

Basándose en el modelo de Hazelwood, Hernández (Hernández et al. (2001); Hernández (2001)) propuso un modelo tridimensional válido para el tejido trabecular y para el cortical que, además, tenía en cuenta el proceso de mineralización. Este modelo se desarrolló en el contexto del tratamiento de la osteoporosis por lo que los aspectos mecánicos no son considerados y la simulación se concentra en los cambios en la densidad mineral debido a cambios en el número de unidades BMU que se forman en cada momento.

Taylor (Taylor (1998); Taylor et al. (2003, 2004); Taylor y Tilmans (2004)) presenta un modelo basado en la Mecánica de la Fractura Elástica Lineal y en un modelo de daño probabilista. Se basa en la idea de que las BMU van cerrando las grietas producidas por el exceso de carga. Este modelo no considera los casos de desuso.

Aunque los modelos de Hazelwood y Taylor consideran el daño como activador del proceso remodelador, ninguno de ellos considera la influencia de este fenómeno en las propiedades elásticas del tejido óseo. Esta influencia sí es considerada en el modelo isótropo de García-Aznar (García-Aznar et al. (2005)). El trabajo de Martínez Reina (Martínez Reina (2006)) presenta una extensión a la anisotropía del modelo de García-Aznar.

Capítulo 3

Simulación de los ensayos clásicos de caracterización mecánica del fémur humano mediante modelos de elementos finitos de réplicas artificiales

3.1. Introducción

En este capítulo se presentan simulaciones numéricas mediante el método de los elementos finitos de los ensayos de caracterización mecánica global del fémur humano. Concretamente se van a utilizar modelos de las réplicas disponibles en el mercado. Estas réplicas reproducen el hueso cortical y el esponjoso con dos materiales diferentes pero homogéneos, de manera que son simplificaciones de los huesos reales en los que la distribución del material es marcadamente heterogénea.

El objetivo es evaluar las propiedades estructurales de estos modelos como sustitutos de las piezas reales. En cualquier caso, será más realista obtener la distribución de propiedades en el fémur real como se hará en el capítulo 4, así que el trabajo de este capítulo también nos sirve para verificar la capacidad de los métodos empleados para reproducir este tipo de ensayos utilizando modelos no tan complicados como los obtenidos en el siguiente capítulo y para reconocer las particularidades de este tipo de modelos.

Para hacer las simulaciones hemos utilizado la versión 6.6 del programa de elementos finitos ABAQUS (ABAQUS (2006)).

3.2. Réplica de segunda generación de *Sawbones*

3.2.1. Geometría

Viceconti et al. (1996) crearon en el Instituto Ortopédico Rizzoli de Bolonia (Italia) un modelo sólido tridimensional a partir de tomografías de una réplica de la segunda generación de Pacific Research Laboratories. Ese modelo fue bautizado como *Fémur Estandarizado* y está disponible en Internet en diferentes formatos legibles por la mayoría de programas de CAD.

El hecho de disponer de este modelo tridimensional para la creación de modelos de Elementos Finitos ofrece dos ventajas significativas:

1. Permite ahorrar tiempo y material. La creación de la geometría a partir de tomografías requiere gran cantidad de tiempo y la posesión de material específico. Por eso la posibilidad de tener el modelo geométrico preparado supone una gran ventaja.
2. El hecho de tener un patrón geométrico estándar facilita la comparación de resultados así como la reproducción de estudios numéricos efectuados por otros investigadores.

Numerosos estudios se han realizado usando modelos de elementos finitos basados en la geometría de los modelos de segunda generación de *Sawbones* (McNamara et al. (1994c,a,b, 1995, 1997); Viceconti y Bellingeri (1998); Morcovescu (2000); Dias et al. (2004); Cheung et al. (2004)).

En todo este trabajo hemos utilizado el mallador GiD 8.0 (CIMNE (2007)). Este programa no fue capaz de mallar la geometría del *Fémur Estandarizado* tal y como ésta se descargó de la red. Fue necesario hacer algunos retoques en ese modelo geométrico para poder crear las mallas. Éstas se exportaron en un fichero directamente interpretable por ABAQUS, para ese proceso se han creado ficheros de configuración para problemas tridimensionales de forma que el propio preprocesador cree el archivo de input para calcular los modelos.

Para los cuatro ensayos modelizados se ha utilizado la misma malla de tetraedros lineales de 4 nodos formada por 160967 elementos y 30839 nodos, cambiando las condiciones de contorno.

3.2.2. Materiales

En la gran mayoría de trabajos la espuma de poliuretano y la resina epoxy que forman la réplica de segunda generación se han modelado como materiales con elasticidad lineal e isótropos. Habitualmente se utilizan para definir esos materiales las constantes elásticas (E y ν) definidas por el fabricante:

$$E_{cortical} = 14200 \text{ MPa} \quad (3.1)$$

$$E_{trabecular} = 104 - 137 \text{ MPa} \quad (3.2)$$

$$\nu_{cortical} = 0,3 \quad (3.3)$$

$$\nu_{trabecular} = 0,3 \quad (3.4)$$

El módulo elástico para el hueso cortical que propone el fabricante se refiere al material completamente reforzado con fibra de vidrio. En los fémures artificiales esas fibras no están presentes en toda la masa de hueso cortical, sino que comienzan a aparecer a algunas décimas de milímetro de distancia de las superficies interior y exterior (Viceconti (2000)). Así pues el valor dado por el fabricante no es válido para modelizar el material que reproduce el hueso compacto en el *Fémur Estandarizado*.

Asumiendo un espesor externo sin reforzar de medio milímetro y tomando la diáfisis del fémur como una viga cilíndrica, Viceconti (2000) determinaron un módulo elástico de

12350 MPa para el hueso cortical, quedando el resto de propiedades como las propuestas por *Sawbones*.

Posteriormente, Stolk et al. (2002) determinaron que el material cortical se modelizaba de manera más realista adoptando un comportamiento transversalmente isótropo con las siguientes propiedades que cumplen las condiciones de estabilidad de materiales ortótropos:

$$\begin{aligned} E_x = E_y = 7000 \text{ MPa}; E_z = 11500 \text{ MPa} \\ G_{xy} = 2600 \text{ MPa}; G_{yz} = G_{zx} = 3500 \text{ MPa} \\ \nu_{xy} = \nu_{yz} = \nu_{zx} = 0,4 \end{aligned} \quad (3.5)$$

La dirección z se corresponde con la dirección axial de la diáfisis.

En todos los cálculos que se presentan se ha considerado la hipótesis de elasticidad lineal en pequeñas deformaciones dado los pequeños movimientos que tienen lugar en estos ensayos. Para confirmar esta suposición se han repetido las simulaciones considerando la no linealidad geométrica, los resultados son prácticamente idénticos.

3.2.3. Mallas de elementos finitos

A partir de la geometría del *Fémur Estandarizado* se han creado las mallas para simular los ensayos. El modelo resultante está formado por dos regiones diferenciadas que representan aproximadamente cada tipo de tejido óseo. Al tratarse de un modelo de las réplicas de segunda generación, la cavidad medular de la diáfisis no está representada. Esa zona está ocupada por el material que reproduce el hueso esponjoso que es mucho más flexible que el cortical, por eso no tiene incidencia en los resultados presentados. Una sección de la malla se muestra en la figura 3.1, en ella pueden verse los dos materiales diferentes del modelo.

Para modelar el hueso cortical hemos usado tanto el modelo isótropo de Viceconti (2000) como el transversalmente isótropo de Stolk et al. (2002). Para el esponjoso se han usado las propiedades dadas por el fabricante, según los productores el módulo de elasticidad está entre 104 MPa y 137 MPa, hemos utilizado un valor medio de 121 MPa.

Para todos los casos se ha utilizado la misma malla de tetraedros lineales (C3D4) formada por 160967 elementos y 30839 nodos, cambiando las condiciones de contorno. En el caso del ensayo bajo carga cuasi-axial se ha utilizado un modelo formado por tetraedros de 10 nodos (C3D10) para confirmar que el tipo de elemento no era el motivo para obtener una rigidez elevada.

3.2.4. Flexiones

Para reproducir los ensayos de flexión los apoyos se han modelizado mediante restricciones al movimiento en dos nodos alineados perpendicularmente a la dirección de las cargas y al eje de la diáfisis de la pieza. El apoyo distal permite el movimiento axial.

Se han aplicado dos cargas puntuales de 500 N en dos puntos situados a 62 mm de los apoyos. Para distribuir esas cargas, los nodos de la superficie cuya distancia a los directamente cargados es menor que un determinado valor, concretamente 5 milímetros, se han conectado a ellos como un sólido rígido.

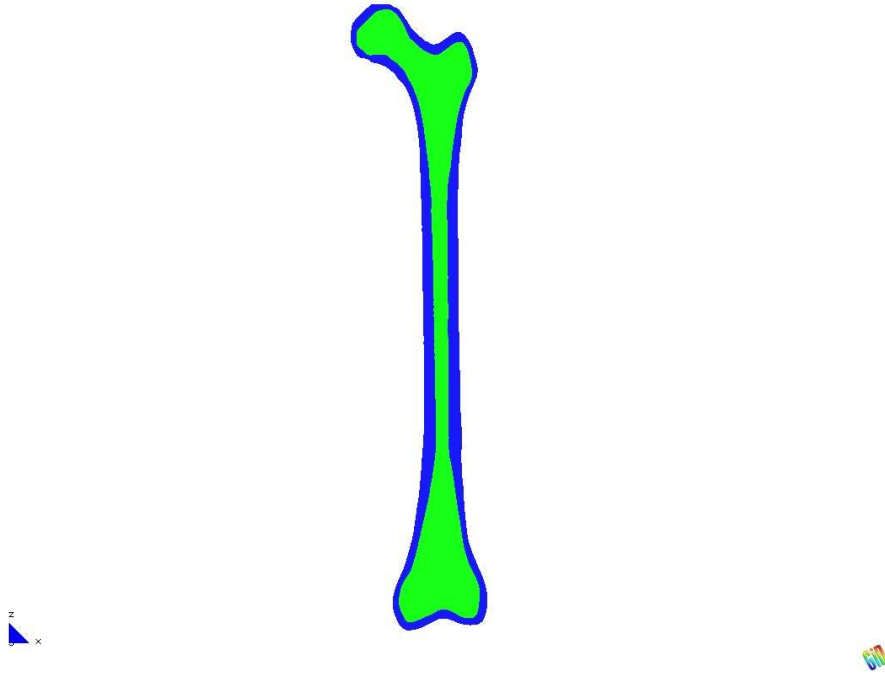


Figura 3.1: Sección longitudinal del modelo de la réplica de segunda generación que muestra los dos tipos de material (hueso compacto y hueso esponjoso)

3.2.4.1. Flexión en el plano frontal

En la figura 3.2 se muestra el modelo que simula en ensayo a flexión en cuatro puntos en plano frontal.

Cuando se hace el cálculo modelizando el hueso cortical como un material isótropo con las constantes propuestas por Viceconti (2000), el descenso medio de los nodos de la sección central es:

$$v_c = 3,98 \cdot 10^{-1} \text{ mm} \quad (3.6)$$

Con lo cual, según la expresión (2.2), la rigidez será:

$$EI = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{v_c} = \frac{23 \cdot 500 \cdot 186^3}{648 \cdot 3,98 \cdot 10^{-1}} = 2,869 \cdot 10^8 \text{ Nmm}^2 \simeq 287 \text{ Nm}^2 \quad (3.7)$$

La figura 3.3 muestra las tensiones en dirección axial del ensayo a flexión frontal con este modelo de material.

Cuando el material que representa al hueso cortical se modeliza como transversalmente isótropo siguiendo la propuesta de Stolk et al. (2002), el descenso toma el valor:

$$v_c = 4,10 \cdot 10^{-1} \text{ mm} \quad (3.8)$$

Entonces la rigidez será:

$$EI = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{v_c} = \frac{23 \cdot 500 \cdot 186^3}{648 \cdot 4,10 \cdot 10^{-1}} = 2,785 \cdot 10^8 \text{ Nmm}^2 \simeq 279 \text{ Nm}^2 \quad (3.9)$$

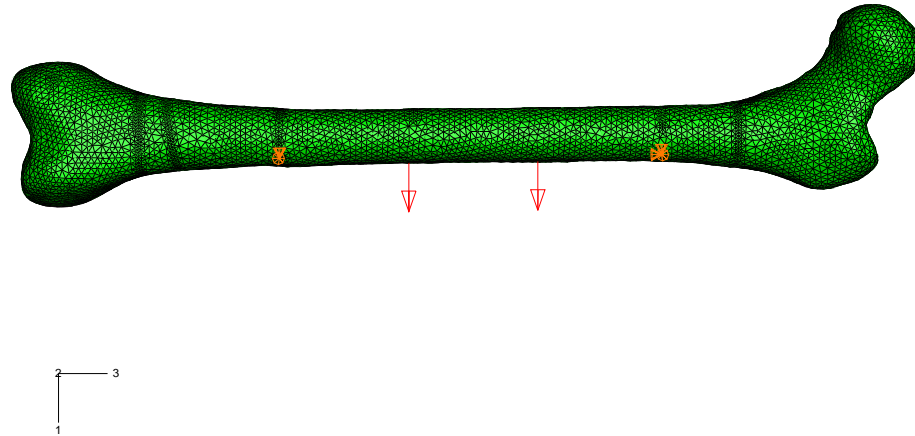


Figura 3.2: Simulación del ensayo de flexión en el plano frontal mediante elementos finitos

La figura 3.4 muestra las tensiones en la dirección del eje de la pieza cuando se utiliza el material propuesto por Stolk et al. (2002).

Los valores calculados encajan bien con las rigideces obtenidas por Heiner y Brown (2001); Cristofolini et al. (1996b) para réplicas artificiales de la segunda generación y por Motoshima (1960); Cristofolini et al. (1996b); Heiner y Brown (2003) para huesos reales que se muestran en el cuadro 3.1.

En la figura 3.5 se comparan los valores obtenidos en nuestros modelos con los valores para huesos reales y réplicas de segunda generación de la literatura.

Autores	Tipo de hueso	Rigidez EI (Nm^2)
Cristofolini et al. (1996b)	Réplica	248
Heiner y Brown (2001)	Réplica	275
Cristofolini et al. (1996b)	Real	277
Motoshima (1960)	Real	305
Heiner y Brown (2003)	Real	310

Cuadro 3.1: Rigideces experimentales a flexión frontal en réplicas de segunda generación y huesos reales

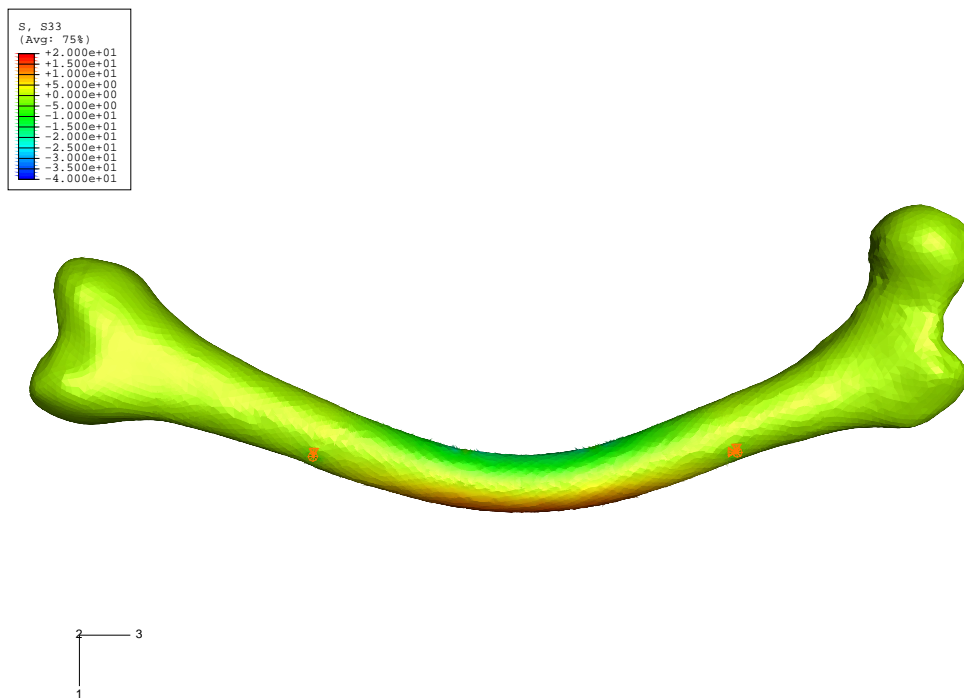


Figura 3.3: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión frontal de la réplica de segunda generación con material isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)

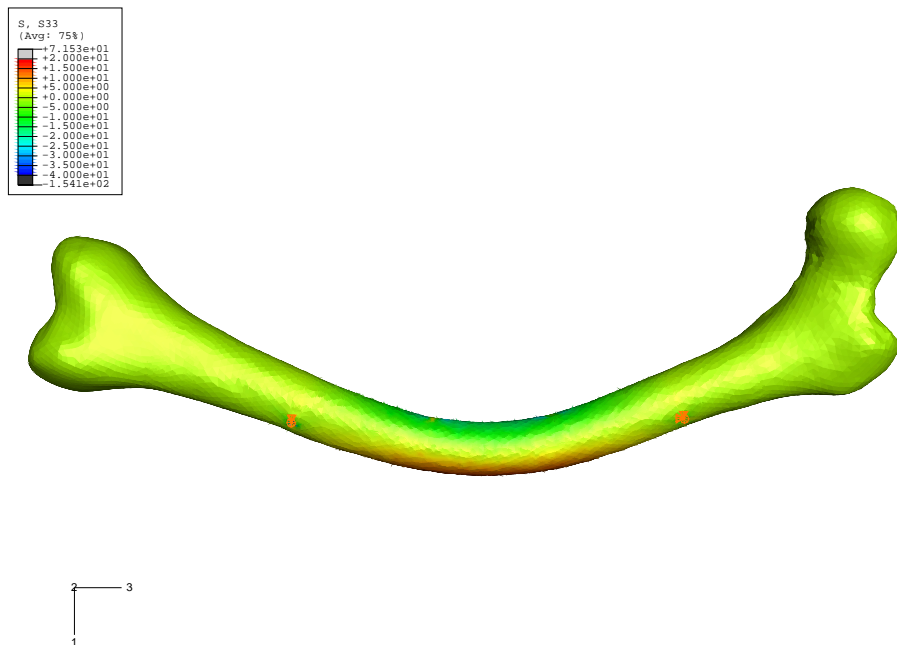


Figura 3.4: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión frontal de la réplica de segunda generación con material transversalmente isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)

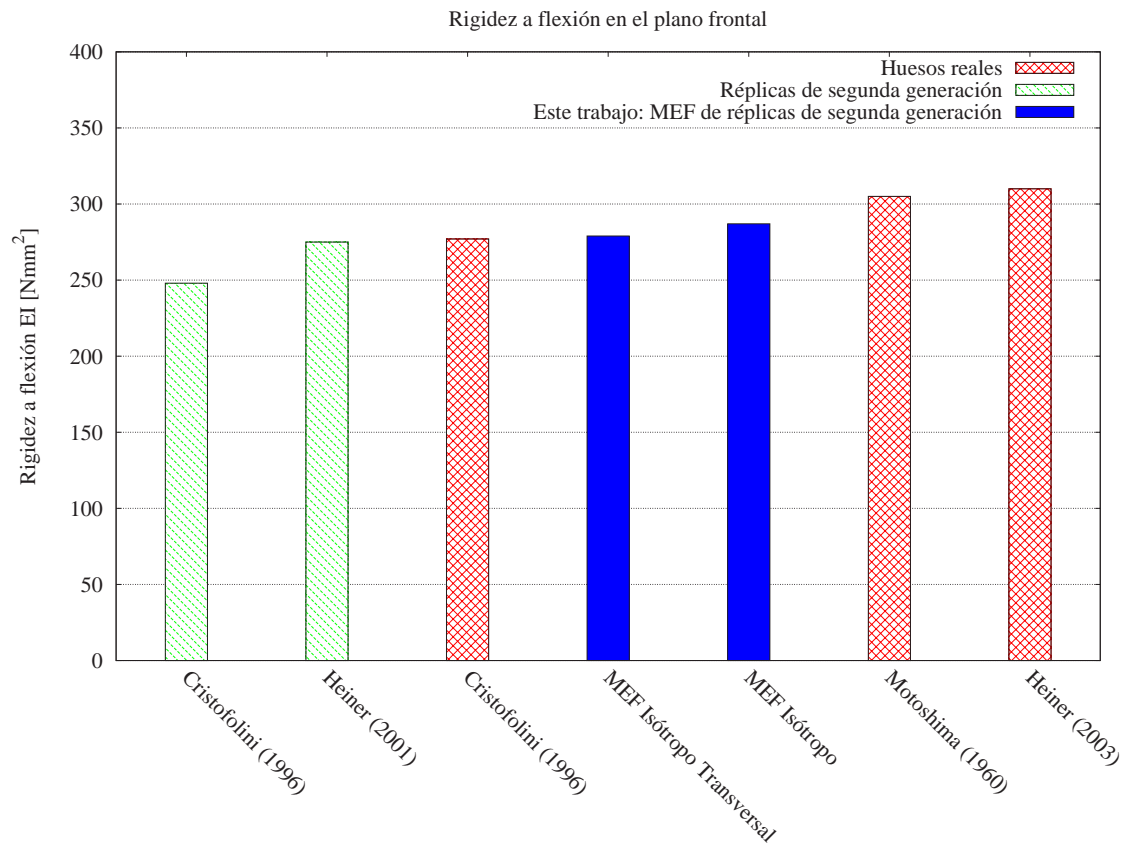


Figura 3.5: Rigideces en el plano frontal de huesos reales, de réplicas de segunda generación y obtenidas de simulaciones numéricas de éstas

3.2.4.2. Flexión en el plano sagital

El modelo que simula en ensayo a flexión en el plano sagital se muestra en la figura 3.6.

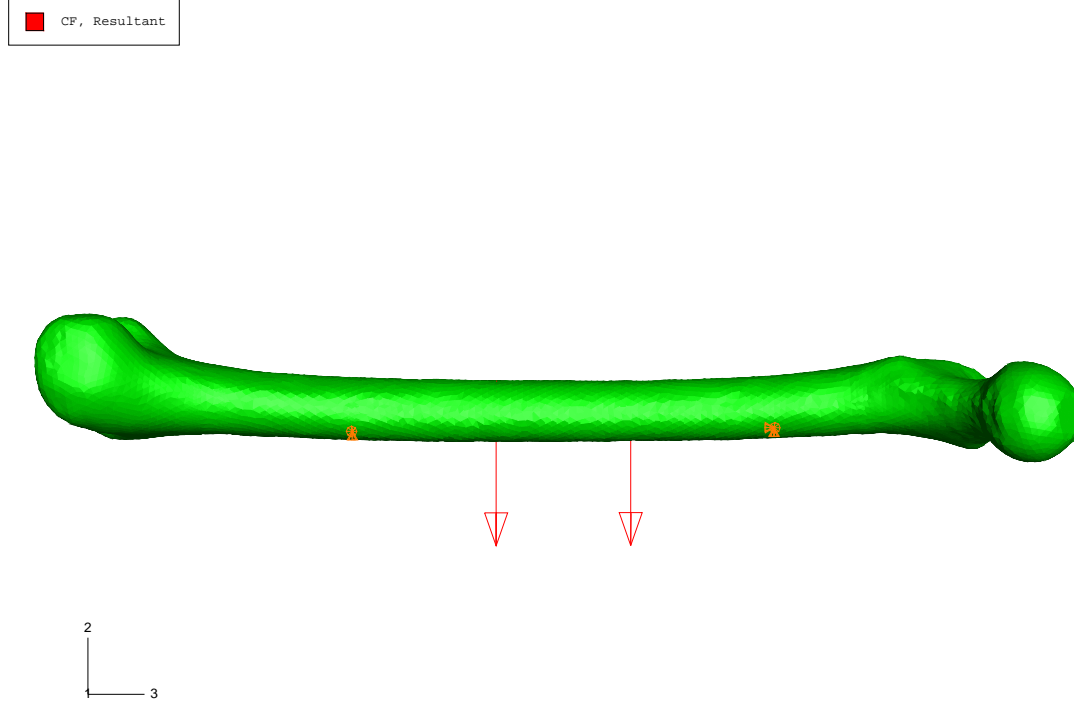


Figura 3.6: Simulación del ensayo de flexión en el plano sagital mediante elementos finitos

Cuando modelamos el hueso cortical como un material isótropo con las constantes propuestas por Viceconti (2000), el descenso medio de los nodos de la sección central es:

$$v_c = 3,66 \cdot 10^{-1} \text{ mm} \quad (3.10)$$

Con lo cual, según la expresión (2.2), la rigidez será:

$$EI = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{v_c} = \frac{23 \cdot 500 \cdot 186^3}{648 \cdot 3,66 \cdot 10^{-1}} = 3,120 \cdot 10^8 \text{ Nmm}^2 \simeq 312 \text{ Nm}^2 \quad (3.11)$$

La figura 3.7 muestra las tensiones en dirección axial del ensayo a flexión frontal con este modelo de material.

Si el material que representa al hueso cortical se modeliza como transversalmente isótropo siguiendo la propuesta de Stolk et al. (2002), ecuaciones (3.5), el descenso toma el valor:

$$v_c = 3,68 \cdot 10^{-1} \text{ mm} \quad (3.12)$$

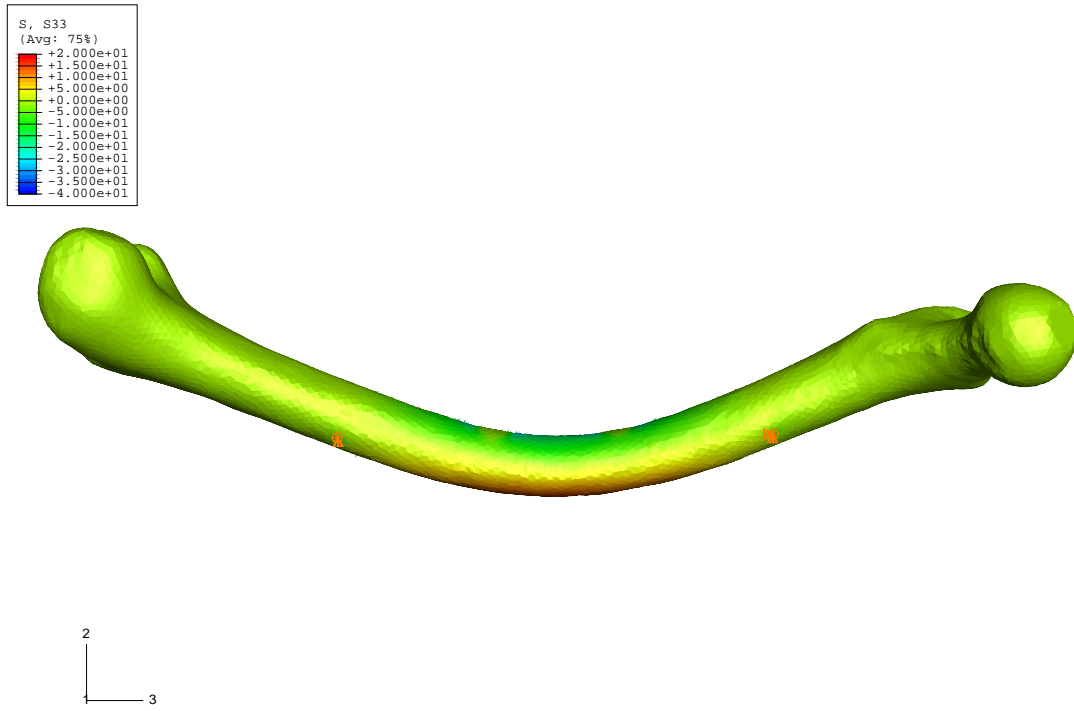


Figura 3.7: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión sagital de la réplica de segunda generación con material isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)

Entonces la rigidez será:

$$EI = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{v_c} = \frac{23 \cdot 500 \cdot 186^3}{648 \cdot 3,68 \cdot 10^{-1}} = 3,103 \cdot 10^8 \text{ Nmm}^2 \simeq 310 \text{ Nm}^2 \quad (3.13)$$

La figura 3.8 muestra las tensiones en la dirección del eje de la pieza cuando se utiliza el material propuesto por Stolk et al. (2002).

Los valores obtenidos encajan bien con las rigideces obtenidas por Heiner y Brown (2001); Cristofolini et al. (1996b) para réplicas artificiales de la segunda generación y por Motoshima (1960); Martens et al. (1986); Cristofolini et al. (1996b); Heiner y Brown (2003) para huesos reales que se muestran en el cuadro 3.2.

En la figura 3.9 se comparan los valores obtenidos en nuestros modelos con los valores para huesos reales y réplicas de la literatura.

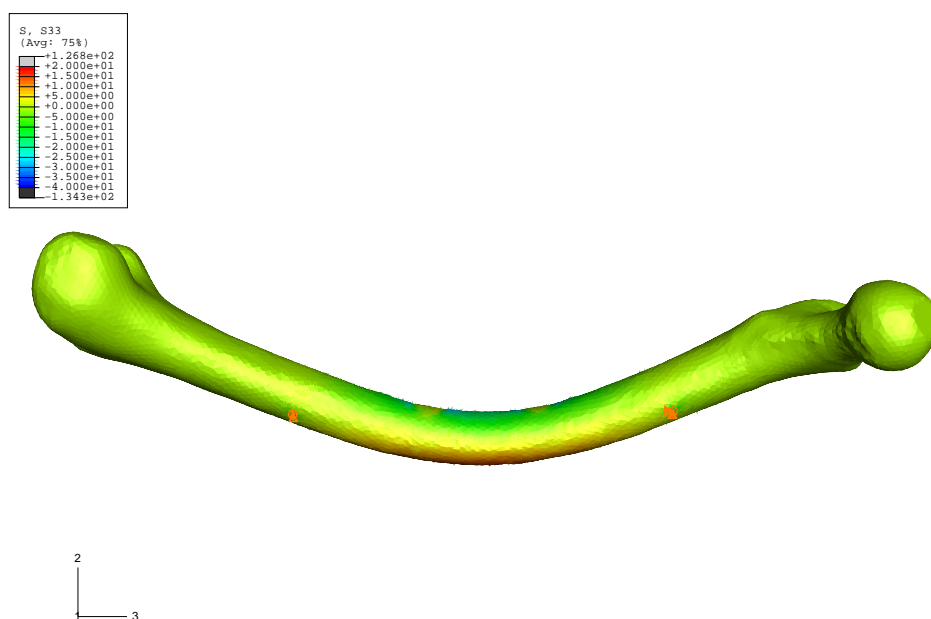


Figura 3.8: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión sagital de la réplica de segunda generación con material transversalmente isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)

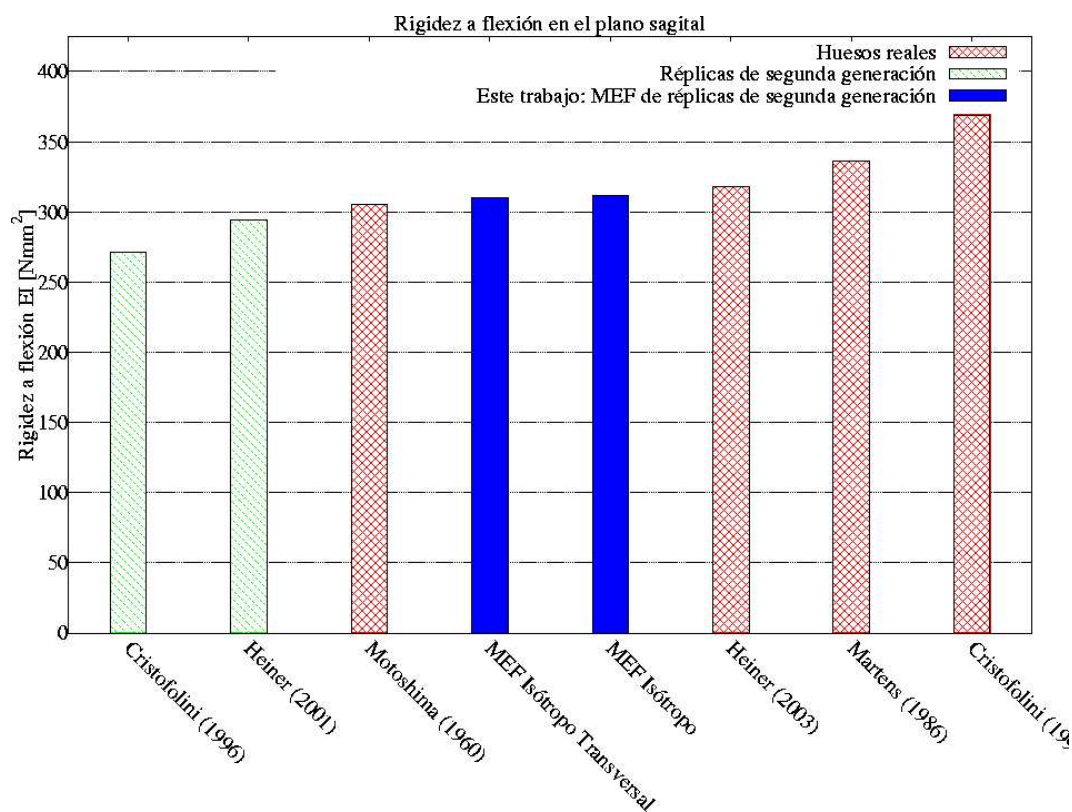


Figura 3.9: Rigideces en el plano sagital de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones numéricas de éstas

Autores	Tipo de hueso	Rigidez EI (Nm ²)
Cristofolini et al. (1996b)	Réplica	271
Heiner y Brown (2001)	Réplica	294
Motoshima (1960)	Real	305
Heiner y Brown (2003)	Real	318
Martens et al. (1986)	Real	336
Cristofolini et al. (1996b)	Real	369

Cuadro 3.2: Rigideces a flexión sagital en réplicas de segunda generación y huesos reales

En el trabajo experimental de Heiner y Brown (2001) las piezas son aproximadamente un 6,9 % más rígidas en el plano sagital que en el frontal. Esa misma tendencia se aprecia en el estudio de Cristofolini et al. (1996b), ellos obtienen un incremento de rigidez del 9,3 % en el plano sagital con respecto al frontal. La simulación mediante elementos finitos también refleja esa tendencia. Usando el material isótropo para reproducir el hueso cortical el incremento de rigidez es del 8,7 %, si usamos un material transversalmente isótropo el aumento es del 11,1 %.

La sección transversal de la diáfisis de las réplicas de segunda generación es prácticamente circular, por eso la diferencia en la rigidez se debe fundamentalmente a la curvatura que presentan las piezas en el plano sagital.

3.2.5. Torsión

Para simular los ensayos a torsión los nodos de la superficie exterior de la zona distal de la pieza se dejan fijos. Esta condición de contorno trata de simular el efecto del molde inferior que sujeta la pieza.

Para simular el giro de la cabeza se conectan los nodos de la superficie exterior de la zona proximal que quedan incluidos en el molde a un nodo maestro de forma que se crea un sólido rígido. El nodo maestro está situado en el eje de torsión a la altura de la zona inferior del molde que sujeta la cabeza. El movimiento perpendicular al eje de torsión de ese punto se restringe y se aplica un momento según ese eje de valor 15Nm. La relación torsor/giro se multiplica por la longitud de la muestra para calcular la rigidez a torsión (Martens et al. (1980)).

La figura 3.10 muestra el modelo antes y después de aplicar el giro.

La rigidez a torsión obtenida en la simulación utilizando los materiales propuestos por Viceconti (2000) es:

$$K_{torsion} = 15,69 \cdot 0,455 = 7,14 \text{ Nm}^2/^\circ \quad (3.14)$$

Si se utiliza el material transversalmente isótropo para el hueso cortical, el valor obtenido es:

$$K_{torsion} = 11,73 \cdot 0,455 = 5,34 \text{ Nm}^2/^\circ \quad (3.15)$$

El descenso en la rigidez al utilizar los materiales propuestos por Stolk et al. (2002) se debe principalmente al menor valor para el módulo tangente que presenta este material.

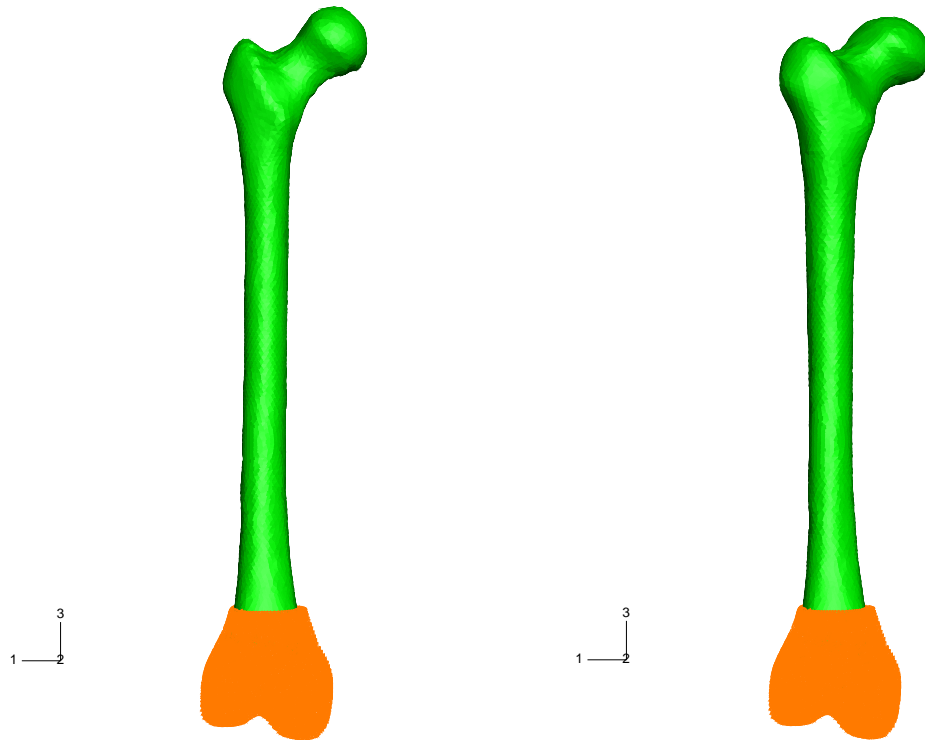


Figura 3.10: Modelo inicial y después de aplicada la torsión

El módulo tangencial en el plano de simetría del material transversalmente isótropo es de 2600 MPa, mientras que el del material isótropo es igual a:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} = \frac{12350}{2(1 + 0,3)} \simeq 4750 \text{ MPa} \quad (3.16)$$

Los valores de la literatura para réplicas de la segunda generación y para huesos reales se muestran en el cuadro 3.3:

Autores	Tipo de hueso	Rigidez (Nm^2/o)
Martens et al. (1980)	Real	3,35
Cristofolini et al. (1996b)	Réplica	3,75
Heiner y Brown (2003)	Real	4,62
Heiner y Brown (2001)	Réplica	4,72

Cuadro 3.3: Rigidez a torsión en huesos reales y réplicas de segunda generación

En la figura 3.11 se representan las rigideces a torsión calculadas mediante elementos finitos y las medidas experimentalmente en piezas reales y artificiales.

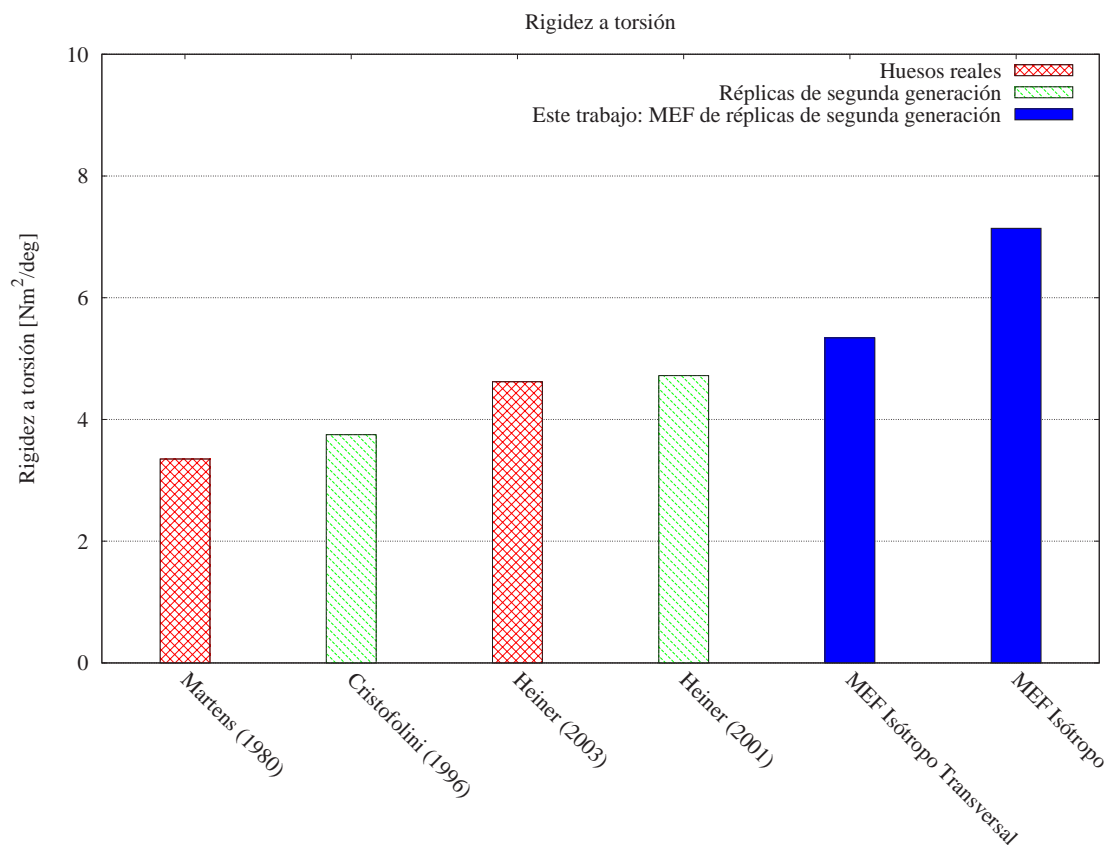


Figura 3.11: Rigideces a torsión de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones numéricas de éstas

Con cualquiera de los materiales la rigidez a torsión obtenida en las simulaciones es demasiado elevada. Parece obvio que hay que considerar algún tipo de anisotropía al menos en el hueso cortical. Los parámetros que caracterizan la isotropía transversal según Stolk fueron obtenidos de consideraciones teóricas a partir de las propiedades de la resina epoxy y de las fibras de vidrio considerando que éstas están orientadas según el eje vertical y formando ángulos de $+45^\circ$ y -45° con él. Parece recomendable estudiar más a fondo este aspecto para obtener unas propiedades anisótropas más realistas.

3.2.6. Comportamiento bajo carga cuasi-axial

Para reproducir la sujeción de la región distal de la pieza se coarta el movimiento de los nodos de la superficie exterior de la malla en la zona en la que el hueso queda embebido en el molde inferior. Los nodos externos que quedan incluidos en el molde que sirve para repartir la carga de la cabeza se conectan rígidamente a un nodo maestro situado en el punto más alto de la cabeza femoral. A ese nodo se le aplica una carga de 800 N dirigida de manera que su dirección forme un ángulo de 11° con el eje de la diáfisis como se explicó

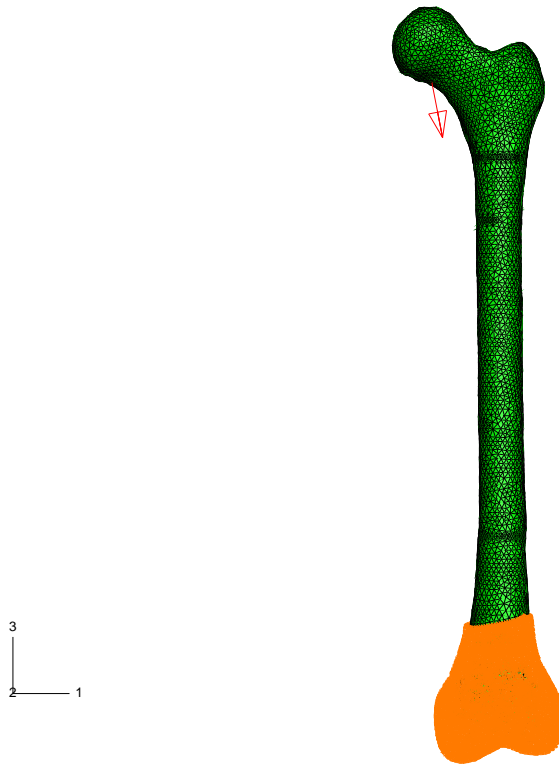


Figura 3.12: Simulación del ensayo bajo carga cuasi-axial mediante elementos finitos

en la sección 2.3.2.3.

La figura 3.12 muestra las condiciones de contorno utilizadas para simular el ensayo bajo carga cuasi-axial

Utilizando los parámetros de Viceconti la rigidez del modelo es:

$$K_{axial} = 2581 \text{ N/mm} \quad (3.17)$$

La figura 3.13 muestra las tensiones verticales en la simulación del ensayo con esos materiales.

Con los materiales de Stolk la rigidez es:

$$K_{axial} = 2500 \text{ N/mm} \quad (3.18)$$

La figura 3.14 muestra las tensiones cuando se usan esos materiales.

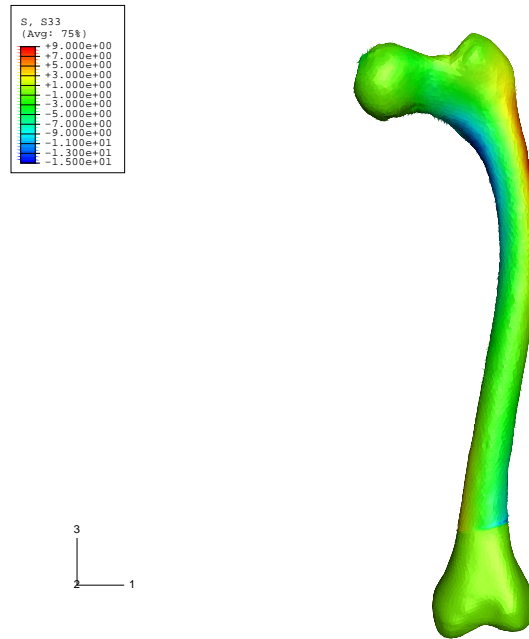


Figura 3.13: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo bajo carga en cabeza de la réplica de segunda generación con material isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)

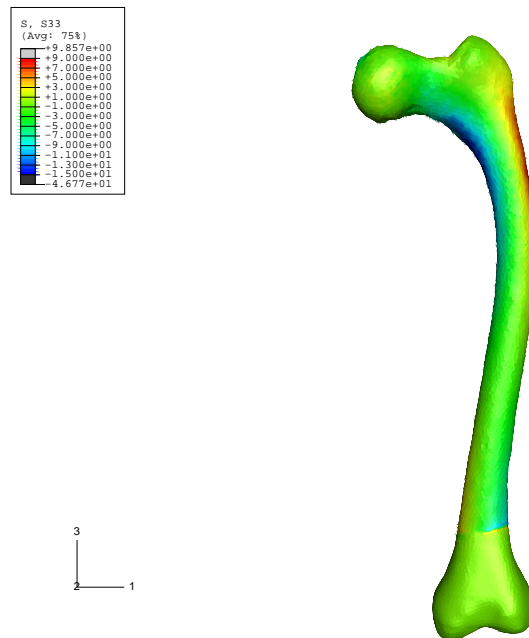


Figura 3.14: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo bajo carga en cabeza de la réplica de segunda generación con material transversalmente isótropo (desplazamientos magnificados $\times 60$)

Los valores experimentales obtenidos para réplicas de la segunda generación y para muestras reales se muestran en el cuadro 3.4.

Autores	Tipo de hueso	Rigidez (N/mm)
Cristofolini et al. (1996b)	Réplica	1370
Cristofolini et al. (1996b)	Reales	1387
Heiner y Brown (2001)	Réplica	1900
Heiner y Brown (2003)	Reales	2470

Cuadro 3.4: Rigidez bajo carga cuasi-axial en huesos reales y réplicas de segunda generación

En la figura 3.15 se representan las rigideces bajo carga cuasi-axial calculadas mediante elementos finitos y las medidas experimentalmente en réplicas de segunda generación y en huesos humanos auténticos.

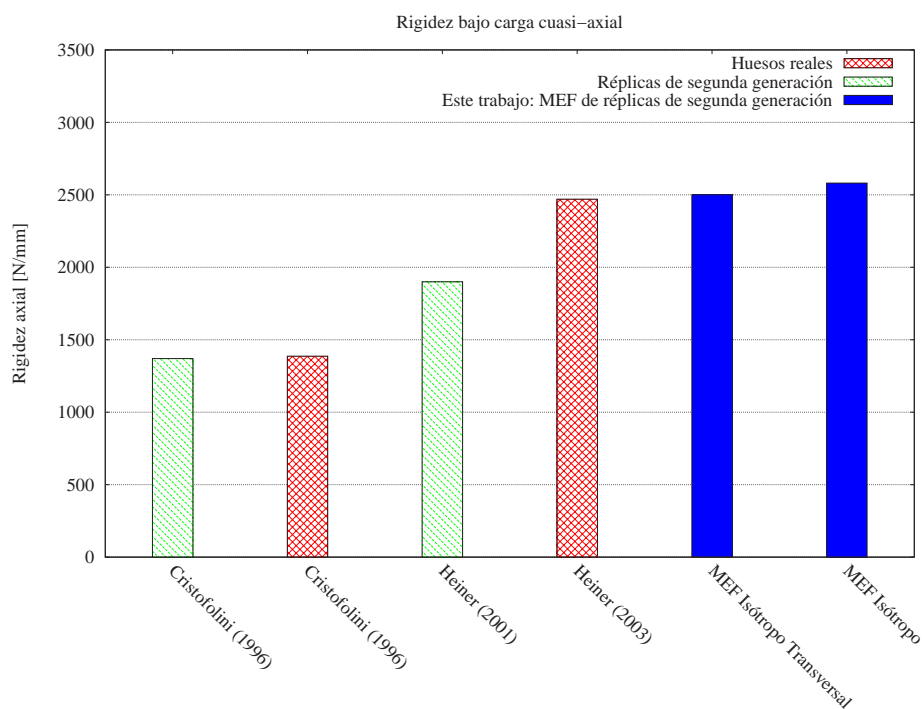


Figura 3.15: Rigideces bajo carga cuasi-axial de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones numéricas de éstas

Los valores obtenidos en la simulación son demasiado elevados si los comparamos con los obtenidos experimentalmente en réplicas artificiales, aunque no tanto en relación a valores en piezas reales.

Utilizando tetraedros cuadráticos de 10 nodos (nodos en los vértices y en las aristas) los resultados no mejoran. Se ha probado con una malla de elementos C3D10 formada por

35203 elementos y 52800 nodos; es decir, con más grados de libertad que las empleadas anteriormente, y la rigidez obtenida es de 2524 N/mm cuando se usa el material isótropo frente al valor de 2581 N/mm obtenido con la malla original. Así que parece que la mayor rigidez calculada no se debe a que el mallado sea excesivamente grosero.

Ya se mencionó en la sección 2.3.2.3 que, además de la rigidez global, en este ensayo suele medirse la distribución de deformaciones en la región proximal, concretamente en la zona media. Eso se debe a que la rigidez global se ve más afectada por la variación en las condiciones de sujeción de la pieza. Se mide la deformación en cinco puntos equidistantes que van desde el nivel del trocánter menor hasta la mitad de la diáfisis. Los valores obtenidos en las simulaciones se comparan con los obtenidos para réplicas de la segunda generación y para huesos naturales. La figura 3.16 muestra la posición de los puntos en los que se mide la deformación. En el cuadro 3.5 se recogen los resultados de las simulaciones mediante el método de los elementos finitos, en el cuadro 3.6 los valores de la literatura para réplicas de la segunda generación y huesos reales. En la figura 3.17 se muestra un gráfico con todos estos valores.

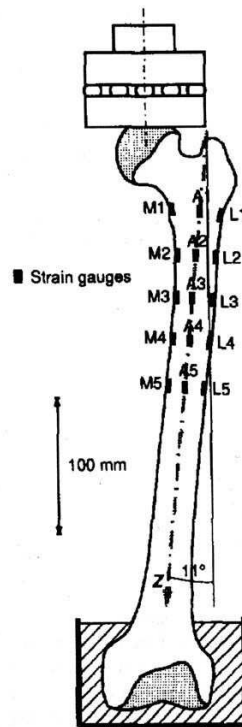


Figura 3.16: Puntos de medición de las deformaciones en el ensayo de comportamiento bajo carga cuasi-axial aplicada en la cabeza

	Defomación según zona ($\times 10^{-6}$)				
Material	M1	M2	M3	M4	M5
Isótropo	-940	-884	-774	-577	-359
Isótropo transversal	-982	-941	-812	-597	-376

Cuadro 3.5: Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza en los modelos de elementos finitos de las réplicas de segunda generación

		Defomación según zona ($\times 10^{-6}$)				
Trabajo	Pieza	M1	M2	M3	M4	M5
Cristofolini et al. (1996b)	Real	-875	-645	-500	-403	-135
Heiner y Brown (2003)	Real	-844	-605	-501	-243	-48
Cristofolini et al. (1996b)	Réplica	-905	-650	-850	-550	-350
Heiner y Brown (2001)	Réplica	-865	-727	-715	-560	-396

Cuadro 3.6: Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza obtenidas de la literatura para huesos reales y réplicas de segunda generación

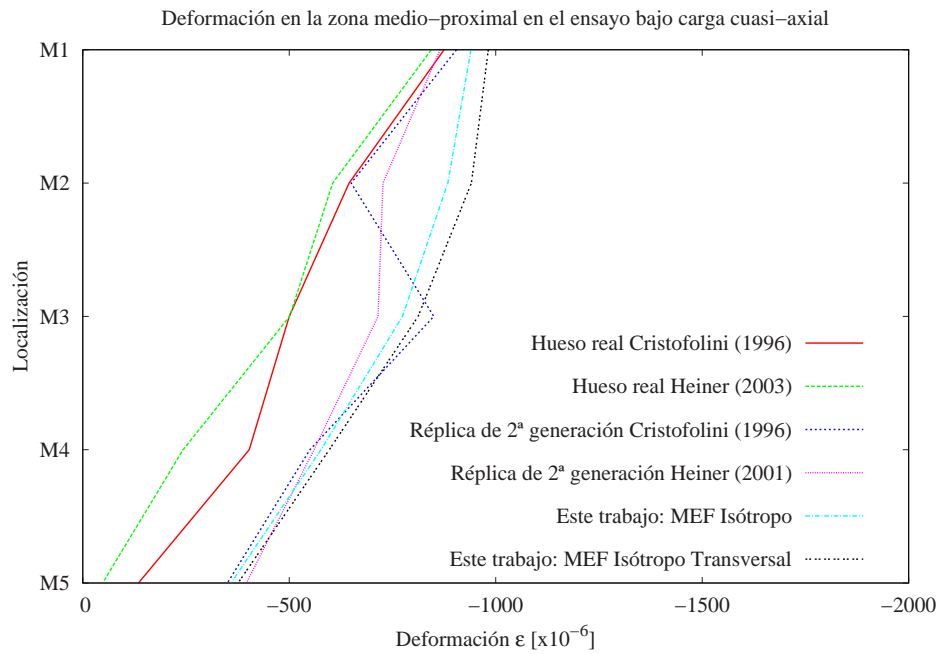


Figura 3.17: Distribución de deformaciones en la región medio-proximal en huesos reales, réplicas de la segunda generación y obtenidas en las simulaciones numéricas de éstas

Cristofolini et al. (1996b) encontraron en M2 una región menos rígida debido al descenso en la cantidad de fibras de refuerzo. Por eso la curva que recoge sus valores muestra un quiebro tan marcado que no aparece en las demás.

Según la distribución de deformaciones los modelos de elementos finitos son ligeramente más flexibles que las piezas artificiales, sin embargo la rigidez calculada antes es mayor. En la sección 2.3.2.3 se comentó que la rigidez en cabeza era demasiado dependiente de las condiciones de sujeción, siéndolo menos las deformaciones en la región medio-proximal. Así pues, parece que la menor flexibilidad calculada se debe a la forma de reproducir las condiciones del ensayo.

3.2.7. Conclusiones

Las rigideces a flexión obtenidas en los modelos numéricos en ambos planos encajan bien tanto con las rigideces medidas en réplicas de la segunda generación como con las obtenidas en huesos reales.

La rigidez bajo carga cuasi-axial calculada mediante los modelos de elementos finitos es demasiado elevada si la comparamos con las procedentes de ensayos en réplicas, pero se encuentra muy próxima al valor medio obtenido por Heiner y Brown (2003) en huesos naturales; en ese trabajo se ensayaron seis piezas y se obtuvieron valores para la rigidez bajo carga en cabeza comprendidos entre 1710 N/mm y 3040 N/mm. De todas formas la distribución de deformaciones en la región media-proximal, menos dependiente de las condiciones de ensayo, es más próxima a los valores obtenidos en las réplicas, por lo cual podemos afirmar que la simulación de este ensayo se acerca suficientemente a la realidad.

En cuanto al ensayo a torsión, los resultados obtenidos son claramente elevados cuando el material del hueso cortical se toma como isótropo. Si se considera la anisotropía transversal la rigidez se aproxima más a valores razonables aunque aún es mayor que la medida en los trabajos experimentales. Un mayor esfuerzo en la caracterización mecánica del hueso cortical parece ser necesario para reproducir con más exactitud su rigidez tangente. De todas formas, las rigideces obtenidas con ambos materiales se dan en huesos reales; de hecho, de los seis huesos utilizados en el trabajo experimental de Heiner y Brown (2003) los dos más rígidos a torsión dieron valores de $5,75 \text{ Nm}^2/\circ$ y $8,24 \text{ Nm}^2/\circ$.

Podemos concluir que el modelo de elementos finitos captura bien las propiedades de las réplicas de segunda generación exceptuando la rigidez a torsión, lo que se debe a la falta de estudio acerca de sus propiedades anisótropas. Todos los valores obtenidos quedan dentro del rango de los huesos naturales, así que nuestro modelo permite reproducir las características globales de los fémures humanos.

3.3. Réplica de tercera generación de *Sawbones*

3.3.1. Geometría

M. Papini y P. Zalzal crearon un modelo CAD de la segunda versión de la réplica de tercera generación de *Sawbones*, concretamente del modelo 3306. Ese modelo contiene la superficie exterior de la pieza y la que delimita el contacto entre el hueso cortical y el esponjoso, el canal medular no ha sido modelizado, así que el modelo no es hueco. Esa geometría está disponible a través de la página web de Biomed Town (www.biomedtown.org)

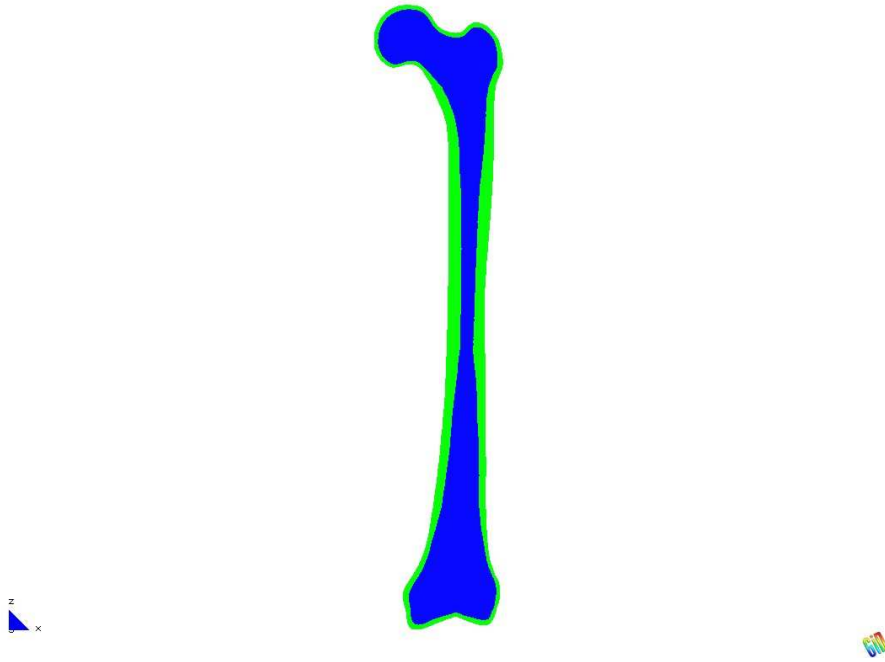


Figura 3.18: Sección longitudinal del modelo de la réplica de segunda generación que muestra los dos tipos de material (hueso compacto y hueso esponjoso)

en formatos Parasolid e IGES. El modelo en formato IGES se ha utilizado para crear las mallas con el software GiD tras algunos retoques necesarios.

3.3.2. Materiales

El fabricante propone las siguientes propiedades elásticas del material:

$$E_{cortical} = 10000 \text{ MPa} \quad (3.19)$$

$$E_{trabecular} = 104 - 137 \text{ MPa} \quad (3.20)$$

$$\nu_{cortical} = 0,3 \quad (3.21)$$

$$\nu_{trabecular} = 0,3 \quad (3.22)$$

3.3.3. Mallas de elementos finitos

A partir de la geometría del de Papini y Zalzal se han creado las mallas para simular los ensayos. Ya hemos mencionado que ese modelo geométrico no reproduce la cavidad medular que sí tiene la réplica. Esa región está ocupada por hueso esponjoso mucho más flexible que el cortical, por ello no afectará a los resultados aquí presentados. Ver figura 3.18.

Para modelar el hueso cortical hemos utilizado las propiedades isotropas que propone el fabricante. El caso de torsión se ha repetido considerando la isotropía transversal de forma similar a la propuesta por Stolk et al. (2002) para los modelos de la segunda generación

de réplicas. Al igual que en la sección 3.2, el módulo elástico del hueso esponjoso se ha tomado como un valor promedio de los sugeridos, es decir, 121 MPa.

En este caso para cada uno de los ensayos la malla es ligeramente distinta debido a que las condiciones de contorno se han impuesto con a través del preprocesador (GiD 8.0). Eso hace que aparezcan cambios muy localizados que no afectan al comportamiento global del modelo. Por eso el número de nodos y elementos difiere en cada uno de los ensayos simulados. Todas las mallas están formadas por elementos tipo C3D4.

3.3.4. Flexiones

3.3.4.1. Flexión en el plano frontal

Este ensayo se ha simulado con un modelo de cálculo formado por 42380 nodos y 208684 elementos.

El descenso medio de los nodos de la sección central es:

$$v_c = 2,64 \cdot 10^{-1} \text{ mm} \quad (3.23)$$

Lo que da un valor para la rigidez a flexión en el plano frontal igual a (ecuación (2.2)):

$$EI = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{v_c} = \frac{23 \cdot 500 \cdot 186^3}{648 \cdot 2,64 \cdot 10^{-1}} = 4,326 \cdot 10^8 \text{ Nmm}^2 \simeq 433 \text{ Nm}^2 \quad (3.24)$$

La figura 3.19 muestra las tensiones en dirección axial del ensayo a flexión frontal.

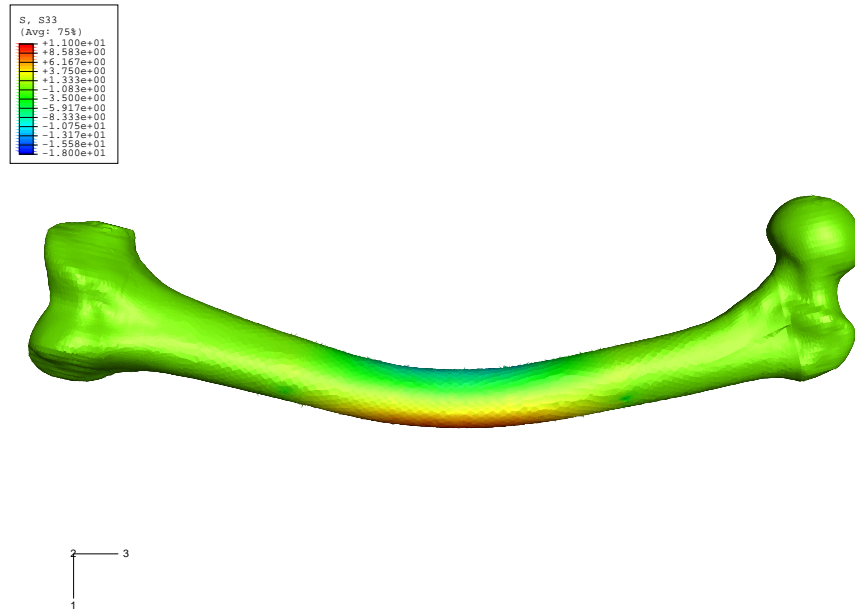


Figura 3.19: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión frontal de la réplica de tercera generación (desplazamientos magnificados $\times 60$)

Los únicos resultados experimentales para estos ensayos praticados con réplicas de tercera generación son los de Heiner y Brown (2001) y Heiner y Brown (2003). El valor de

la rigidez en el plano frontal obtenido por Heiner para la primera versión de las réplicas de tercera generación es de 332 Nm^2 y para la segunda versión es de 282 Nm^2 . El modelo ensayado en el primer caso corresponde a una pieza de tamaño grande, mientras que en el segundo caso se utilizaron piezas de tamaño medio. Eso explica la reducción de la rigidez obtenida.

Nuestro modelo de elementos finitos está basado en una réplica grande (3306) de la segunda versión. La diferencia entre ambas es un aumento del grosor de la capa cortical en la región media del cuello que no afectará a la rigidez a flexión de la zona diafisaria. Por ello, el valor con el que hemos de comparar es el de 332 Nm^2 . El valor de 433 Nm^2 que hemos obtenido parece demasiado elevado aunque sólo se dispone de un trabajo experimental.

El valor calculado es también elevado si lo comparamos con las rigideces medias de huesos reales presentadas en el cuadro 3.7. En la figura 3.20 se muestran las rigideces obtenidas experimentalmente y en la simulación.

Autores	Tipo de hueso	Rigidez EI (Nm^2)
Cristofolini et al. (1996b)	Real	277
Heiner y Brown (2003)	Réplica (3 ^a gen. / 2 ^a ver. / Medio)	282
Motoshima (1960)	Real	305
Heiner y Brown (2003)	Real	310
Heiner y Brown (2001)	Réplica (3 ^a gen. / 1 ^a ver. / Grande)	332

Cuadro 3.7: Rigideces experimentales a flexión frontal en réplicas de tercera generación y huesos reales

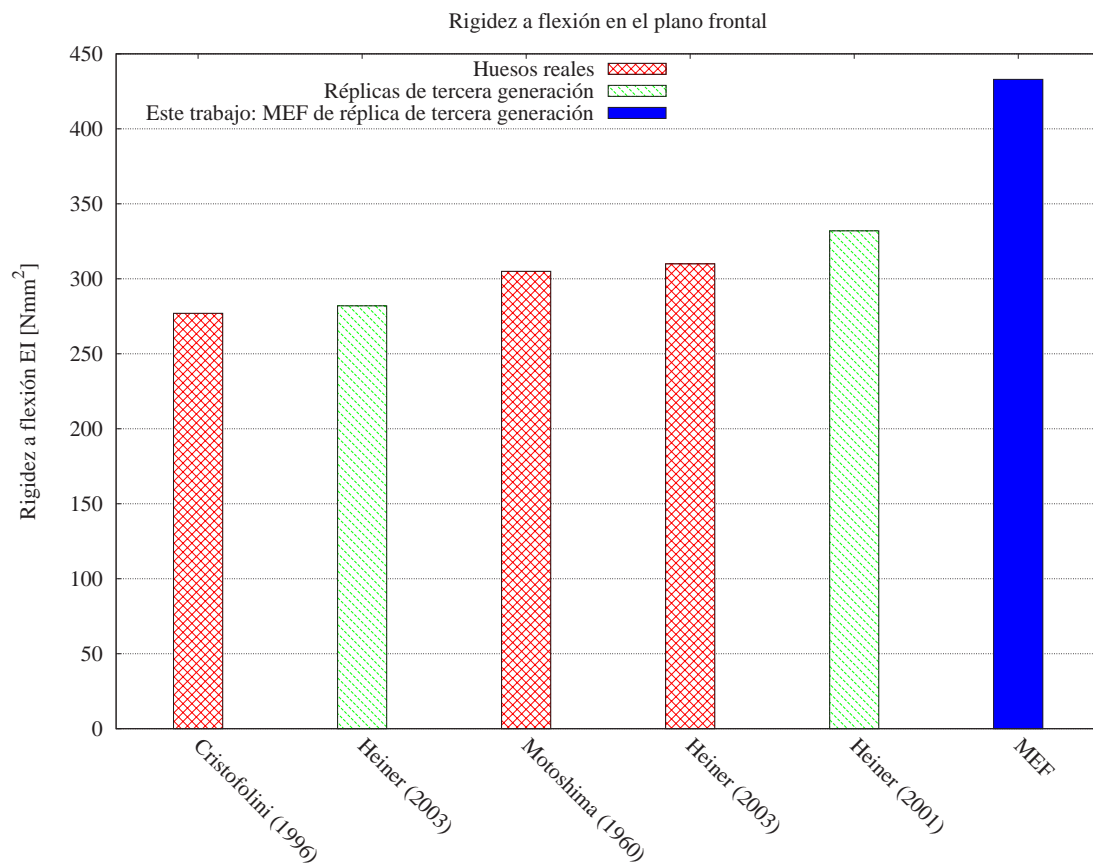


Figura 3.20: Rigideces a flexión en el plano frontal de huesos reales, de réplicas de tercera generación y obtenidas de simulaciones numéricas de éstas

3.3.4.2. Flexión en el plano sagital

En este caso el modelo consta de 42422 nodos con 208899 elementos tipo C3D4. El descenso medio de los nodos de la sección central es:

$$v_c = 2,96 \cdot 10^{-1} \text{ mm} \quad (3.25)$$

Lo que da un valor para la rigidez a flexión en el plano frontal igual a (ecuación (2.2)):

$$EI = \frac{23}{648} \frac{PL^3}{v_c} = \frac{23 \cdot 500 \cdot 186^3}{648 \cdot 2,96 \cdot 10^{-1}} = 3,858 \cdot 10^8 \text{ Nmm}^2 \simeq 386 \text{ Nm}^2 \quad (3.26)$$

La figura 3.21 muestra las tensiones en dirección axial del ensayo a flexión sagital:

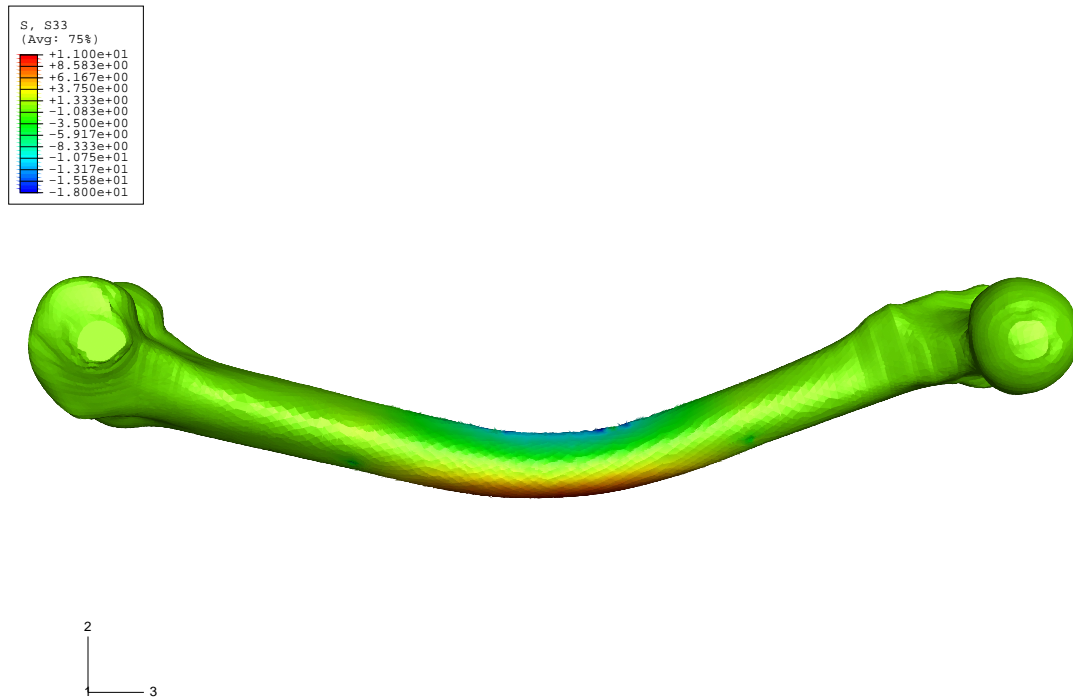


Figura 3.21: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo a flexión sagital de la réplica de tercera generación (desplazamientos magnificados $\times 60$)

La rigidez en el plano sagital obtenida por Heiner y Brown para la primera versión de las réplicas de tercera generación es de 290 Nm^2 y para la segunda versión es de 256 Nm^2 . Como en el caso de flexión frontal el modelo ensayado en el primer caso corresponde a una pieza de tamaño grande, mientras que en el segundo caso se utilizaron piezas de tamaño medio. Eso explica la reducción de la rigidez entre ambos trabajos.

El valor con el que hemos de comparar será el de 290 Nm^2 . Una vez más, el valor de 386 Nm^2 que hemos obtenido parece demasiado elevado.

Esta rigidez a flexión en el plano sagital está relativamente próxima a los valores más altos obtenidos en huesos reales que se presentan en el cuadro 3.8. La gráfica de la figura

3.22 muestra las rigideces empíricas de réplicas de tercera generación y de huesos reales junto con la obtenida en nuestra simulación.

Autores	Tipo de hueso	Rigidez EI (Nm ²)
Heiner y Brown (2003)	Réplica (3 ^a gen. / 2 ^a ver. / Medio)	256
Heiner y Brown (2001)	Réplica (3 ^a gen. / 1 ^a ver. / Grande)	290
Motoshima (1960)	Real	305
Heiner y Brown (2003)	Real	318
Martens et al. (1986)	Real	336
Cristofolini et al. (1996b)	Real	369

Cuadro 3.8: Rigideces a flexión sagital en réplicas de segunda generación y huesos reales

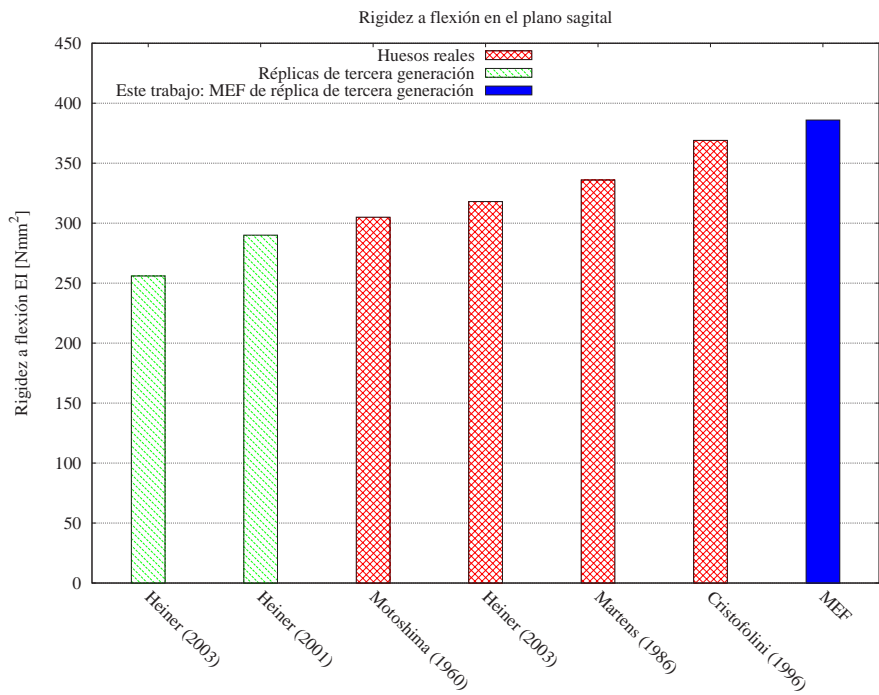


Figura 3.22: Rigideces en el plano sagital de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones de éstas

Tanto en los ensayos experimentales de Heiner y Brown con piezas de la primera versión como en los que llevaron a cabo con réplicas de la segunda versión la rigidez a flexión en el plano frontal resultó mayor que en el sagital, al contrario que en las piezas de la segunda generación. Esta diferencia se debe a la forma de la sección transversal que pasa de ser circular en la segunda generación a ser ovalada en la tercera con el eje mayor en dirección medio-lateral, este cambio busca un mayor realismo anatómico.

Esta mayor rigidez en el plano frontal la recogen las simulaciones de este trabajo. Mientras que en los ensayos con la primera versión la rigidez frontal es un 14,4 % mayor y en la segunda versión es un 10,2 % superior a la sagital, en los modelos de elementos finitos este incremento es del 12,2 %.

3.3.5. Torsión

La malla utilizada para reproducir este ensayo está formada por 42227 nodos y 208115 tetraedros lineales.

La rigidez a torsión obtenida en la simulación es:

$$K_{torsion} = 21,8 \cdot 0,485 = 10,57 \text{ Nm}^2/\text{o} \quad (3.27)$$

Tanto si comparamos este valor con el obtenido por Heiner y Brown para la primera versión (4,27 Nm²/deg) como si lo hacemos con el determinado para la segunda versión (3,13 Nm²/deg), la rigidez obtenida mediante la simulación con elementos finitos es demasiado elevada.

El motivo más importante para justificar este valor tan alto es el hecho de modelar la resina reforzada como un material isótropo. Ya vimos como la adopción de un material transversalmente isótropo mejoraba los resultados en el fémur de segunda generación.

Si considerasemos la isotropía transversal del material los resultados se acercarán más a los reales. Considerando que el módulo isótropo en el material cortical de las piezas de la segunda generación era 12350 MPa y que en este caso es de 10000 MPa, podemos obtener proporcionalmente unas propiedades transversalmente isótropas aproximadas para el hueso cortical:

$$\begin{aligned} E_x = E_y = 5670 \text{ MPa}; \quad E_z = 9300 \text{ MPa} \\ G_{xy} = 2100 \text{ MPa}; \quad G_{yz} = G_{zx} = 2830 \text{ MPa} \\ \nu_{xy} = \nu_{yz} = \nu_{zx} = 0,4 \end{aligned} \quad (3.28)$$

donde el eje z es el eje de la diáfisis.

Hemos repetido el cálculo utilizando ese modelo de material transversalmente isótropo, la rigidez que obtenemos es:

$$K_{torsion} = 16,4 \cdot 0,485 = 7,95 \text{ Nm}^2/\text{o} \quad (3.29)$$

más próximo a valores reales aunque todavía elevado.

El cuadro 3.9 presenta las rigideces experimentales en huesos reales y réplicas, en la figura 3.23 se muestran esos valores junto con las rigideces obtenidas en nuestra simulación.

Autores	Tipo de hueso	Rigidez (Nm ² /o)
Heiner y Brown (2003)	Réplica (3 ^a gen. / 2 ^a ver. / Medio)	3,13
Martens et al. (1980)	Real	3,35
Heiner y Brown (2001)	Réplica (3 ^a gen. / 1 ^a ver. / Grande)	4,27
Heiner y Brown (2003)	Real	4,62

Cuadro 3.9: Rigidez a torsión en huesos reales y réplicas de tercera generación

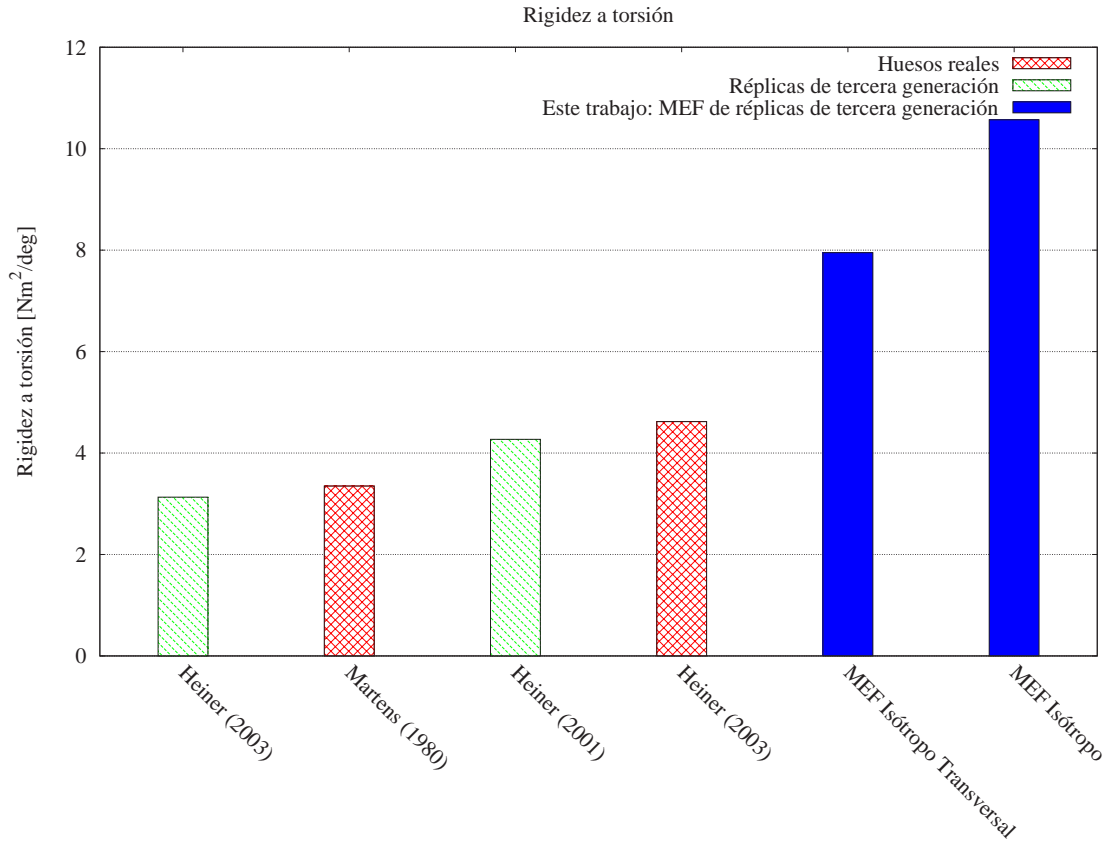


Figura 3.23: Rigideces a torsión de huesos reales, de réplicas de tercera generación y de simulaciones de éstas

3.3.6. Cuasi-axial

Hemos simulado este ensayo con un modelo que contiene 42294 nodos y 208435 elementos.

La rigidez bajo carga cuasi-axial aplicada en la cabeza de la pieza es:

$$K_{axial} = 1882 \text{ N/mm} \quad (3.30)$$

Este valor encaja bien con las rigideces obtenidas por Heiner y Brown para ambas versiones. Para la primera versión determinaron un valor de 1640 N/mm, y para la segunda de 1940 N/mm. También se ajusta bien a los valores medios obtenidos para huesos reales.

La figura 3.24 muestra las tensiones verticales en la simulación del ensayo.

En el cuadro 3.10 se presentan los valores obtenidos de la literatura relevantes para este apartado. La figura 3.25 muestra esos valores y la rigidez calculada mediante el método de los elementos finitos.

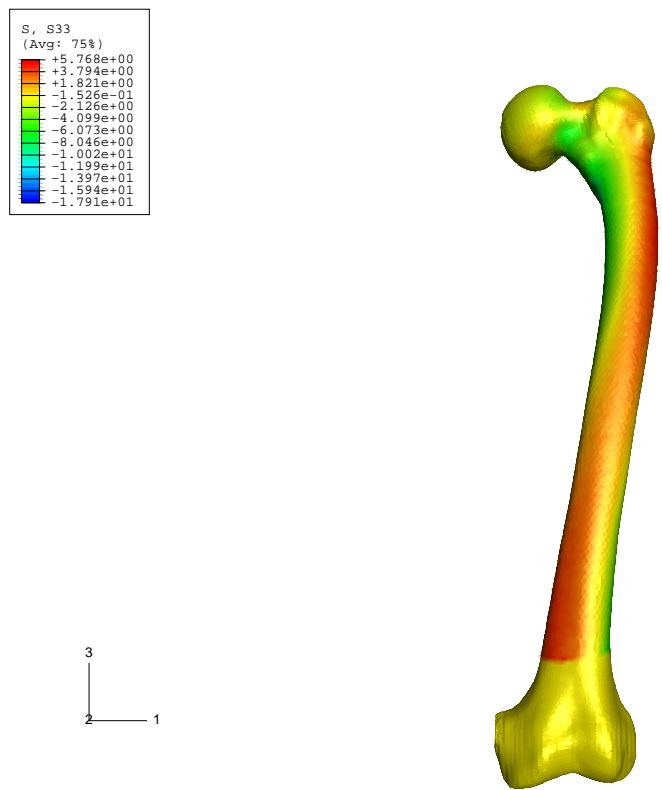


Figura 3.24: Tensiones longitudinales en MPa en el ensayo bajo carga cuasi-axial de la réplica de tercera generación (desplazamientos magnificados $\times 60$)

Autores	Tipo de hueso	Rigidez (N/mm)
Cristofolini et al. (1996b)	Real	1387
Heiner y Brown (2001)	Réplica (3ª gen. / 1ª ver. / Grande)	1640
Heiner y Brown (2003)	Réplica (3ª gen. / 2ª ver. / Medio)	1940
Heiner y Brown (2003)	Real	2470

Cuadro 3.10: Rigidez bajo carga cuasi-axial en huesos reales y réplicas de segunda generación

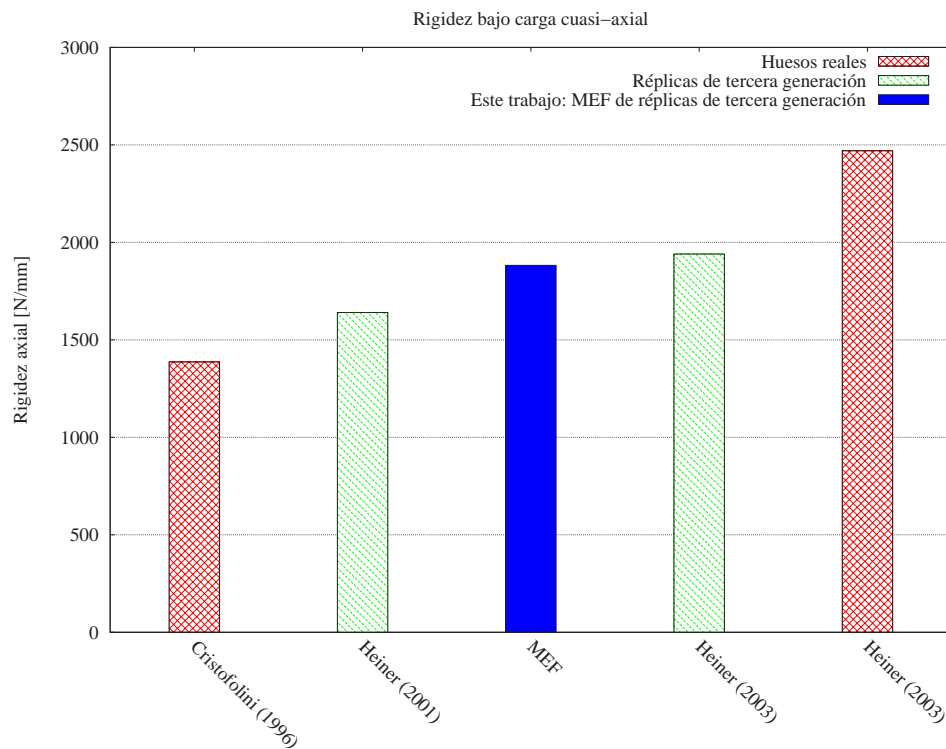


Figura 3.25: Rigideces bajo carga cuasi-axial de huesos reales, de réplicas de segunda generación y de simulaciones de éstas

Los valores de la deformación en la región media-proximal obtenidos en la simulación se muestran en el cuadro 3.11. Los valores de la literatura para réplicas de la tercera generación y huesos reales en el cuadro 3.12. En la figura 3.26 se muestra un gráfico con todos estos valores.

Deformación según zona ($\times 10^{-6}$)				
M1	M2	M3	M4	M5
-878	-768	-598	-340	-89

Cuadro 3.11: Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza en los modelos de elementos finitos de las réplicas de tercera generación (zonas definidas en la figura 3.16)

Trabajo	Pieza	Deformación según zona ($\times 10^{-6}$)				
		M1	M2	M3	M4	M5
Cristofolini et al. (1996b)	Real	-875	-645	-500	-403	-135
Heiner y Brown (2003)	Real	-844	-605	-501	-243	-48
Heiner y Brown (2001)	Réplica	-1633	-1063	-724	-519	-276
Heiner y Brown (2003)	Réplica	-1153	-913	-623	-303	-5

Cuadro 3.12: Deformaciones en la región medio-proximal bajo carga en la cabeza obtenidas de la literatura para huesos reales y réplicas de tercera generación (zonas definidas en la figura 3.16)

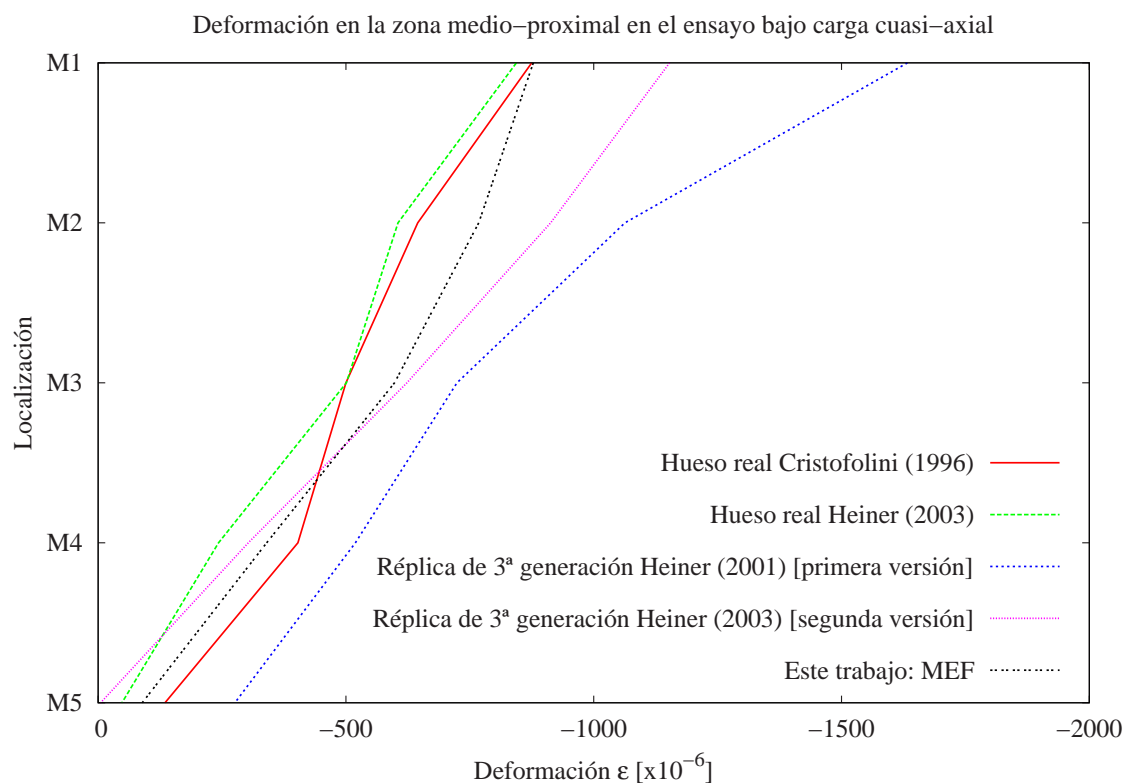


Figura 3.26: Distribución de deformaciones en la región medio-proximal en huesos reales, réplicas de la tercera generación y obtenidas en las simulaciones de éstas

Las deformaciones obtenidas en las réplicas de tercera generación por Heiner y Brown en 2001 son bastante elevadas si las comparamos con los resultados obtenidos en huesos humanos. Ese fue el motivo que llevo al fabricante a aumentar el espesor de la capa cortical en la región media del cuello. Esa segunda versión fue ensayada por los mismos autores en 2003 obteniendo unos valores más cercanos a los de huesos reales.

En el caso de las deformaciones resultantes de la simulación mediante elementos finitos se encuentran razonablemente próximas tanto a los valores de fémures procedentes de cadáveres como a los obtenidos experimentalmente en la réplica cuya geometría reproduce nuestro modelo.

3.3.7. Conclusiones

La rigidez a torsión obtenida en la simulación es claramente elevada, tanto si la comparamos con la de las réplicas de tercera generación como si lo hacemos con huesos reales. Si consideramos la anisotropía transversal de forma similar a como lo hicieron Stolk et al. (2002) en las réplicas de la segunda generación la rigidez se reduce un 25 % acercándose a valores más razonables, aun así sigue siendo elevada.

En lo referente al ensayo bajo carga en la cabeza femoral, tanto la rigidez como la distribución de deformaciones en la región próxima al cuello están próximas a los valores de la literatura.

Sin embargo, ambas rigideces a flexión son demasiado elevadas. Desde luego hay huesos reales con rigideces similares, en los trabajos experimentales de Heiner y Brown (2003) la rigidez frontal mayor entre los seis huesos fue de 474 Nm² y en el plano sagital de 404 Nm². En cualquier caso, los valores son excesivos comparando con las réplicas en las que se basa el modelo. Tal vez las condiciones de contorno de la simulación no sean las adecuadas para reproducir el ensayo, aunque se utilizaron las mismas en el caso de las réplicas de segunda generación dando lugar a resultados razonables.

Las propiedades mecánicas del material que reproduce el hueso cortical son muy dependientes de la temperatura. Ensayando a flexión y a tracción probetas tomadas de una réplica, Bell (2005) encontraron que el módulo de elasticidad puede variar desde 3,98 GPa a temperatura del cuerpo (37 °C) hasta 10,74 GPa a una temperatura de 22 °C. Ninguno de los trabajos experimentales con piezas artificiales indica la temperatura a la que se realizaron los ensayos. Así que es imposible saber si el material que hemos utilizado representa las propiedades de las piezas en las condiciones en las que se llevó a cabo el trabajo experimental. El mismo problema aparecerá en las réplicas de segunda generación.

Este modelo tiene unas propiedades globales que caen en el rango de las de los huesos reales, a excepción, una vez más, de la rigidez a torsión. Además las rigideces a flexión son bastante altas aunque pueda haber personas cuyos fémures alcancen esos valores.

Capítulo 4

Obtención de las propiedades mecánicas del fémur humano mediante remodelación ósea

4.1. Introducción

Hemos visto que los modelos de la sección anterior reproducen con suficiente fidelidad el comportamiento global de los fémures humanos. En ellos tanto el hueso cortical como el esponjoso se consideran homogéneos lo que supone una simplificación excesiva ya que la densidad de ambos tejidos, sobre todo la del hueso trabecular, es claramente heterógena. Esa heterogeneidad tiene implicaciones mecánicas que los modelos anteriores no son capaces de reproducir. Así que para conseguir reproducir las propiedades mecánicas de manera más próxima a la realidad hay que obtener de alguna forma la distribución no uniforme del tejido óseo en la pieza. Una de las formas más habituales es a partir de formulaciones de remodelación ósea aplicadas a la geometría del hueso que se esté estudiando.

El objetivo de este capítulo es obtener las propiedades mecánicas de la región proximal del fémur humano aplicando el modelo isótropo de Stanford a geometrías realistas. En una primera sección (4.2) se presenta la formulación empleada, en la sección 4.3 se evalúa la implementación en modelos simples con resultados predecibles fácilmente, en la sección 4.4 se aplica a la región proximal de dos geometrías realistas y en la última (sección 4.5) se utiliza en un hueso completo.

4.2. Modelo isótropo de Stanford

Este modelo se plantea como un intento de llevar las ideas de Carter y sus colaboradores a un modelo dependiente del tiempo (Beaupré et al. (1990a)).

La esencia de esta teoría de remodelación es que el hueso necesita un cierto nivel de estimulación mecánica para mantener sus características e intenta autorregularse para mantenerlo, de forma que si experimenta un exceso de estimulación se deposita material adicional y si hay insuficiente estímulo se produce reabsorción. El objetivo global es homogeneizar el valor del estímulo mecánico en los distintos puntos.

La condición homeostática se define por un escalar que cuantifica el estímulo mecánico

local y que se compara con un valor de referencia. Este estímulo es el *estímulo tensional diario a nivel de tejido* (ψ_t) y la condición homeostática queda definida como:

$$\psi_t = \psi_t^* \quad (4.1)$$

donde ψ_t es el valor del estímulo tensional diario a nivel de tejido y ψ_t^* es el valor de equilibrio.

Es conocido que muchos sistemas físicos y biológicos tienden hacia ciertos estados objetivo, aunque esos estados pueden no ser alcanzados.

La desviación respecto de la condición homeostática se evalúa usando el *error de remodelación* que se define de la siguiente forma:

$$e = \psi_t - \psi_t^* \quad (4.2)$$

El estímulo tensional diario a nivel de tejido se define así:

$$\psi_t = \left(\sum_{i=1}^N n_i \bar{\sigma}_{t,i}^m \right)^{1/m} \quad (4.3)$$

donde N es el número de casos de carga considerados, n_i es el número promedio diario de ciclos de cada caso de carga, $\bar{\sigma}_{t,i}$ es una tensión efectiva a nivel de tejido (es un escalar que representa la intensidad local de las tensiones en el tejido mineralizado) y m es una constante empírica que cuantifica la importancia relativa del estado tensional y del número de ciclos diarios en el valor del estímulo.

El estímulo tensional se define a nivel de tejido, es decir, en los constituyentes elementales o micromecánicos, sin embargo el hueso se analiza con unas propiedades promedio aparentes, esto es, a nivel continuo. La tensión efectiva a nivel de tejido $\bar{\sigma}_t$ se define a partir de la tensión energética a nivel continuo que utilizó Carter et al. (1987), ecuación (2.6):

$$\bar{\sigma} = \sqrt{2EU}$$

donde E es el módulo elástico aparente y U es la densidad de energía de deformación aparente. Basándose en estudios experimentales y teóricos (Carter y Hayes (1977); Gibson (1985)) utilizaron la siguiente expresión para relacionar ambos niveles:

$$\bar{\sigma}_t = \left(\frac{\rho_c}{\rho} \right)^2 \bar{\sigma} \quad (4.4)$$

donde ρ es la densidad aparente y ρ_c es la densidad máxima del hueso cortical.

Considerando la porosidad del material es fácil comprender que la sollicitación tensional es mayor o igual en el tejido que en el nivel aparente. Al ser siempre $\rho \leq \rho_c$ la ecuación (4.4) cumple esa condición de forma que $\bar{\sigma} \leq \bar{\sigma}_t$.

Entonces el estímulo a nivel de tejido puede expresarse en función de la tensión energética continua de la siguiente forma:

$$\psi_t = \left[\sum_{i=1}^N n_i \left(\left(\frac{\rho_c}{\rho} \right)^2 \bar{\sigma}_i \right)^m \right]^{1/m} \quad (4.5)$$

donde todos los parámetros son ya conocidos.

El tiempo es una variable a la que hay que prestar especial atención. El estado tensional en el hueso varía de forma muy compleja y en espacios de tiempo muy pequeños. Sin embargo, la respuesta adaptativa del hueso es mucho más lenta que las cargas que inducen la respuesta homeostática, por ejemplo, la marcha; el paso dura décimas de segundo y la escala temporal de la respuesta ósea es, al menos, de días. Por eso conviene caracterizar la historia de cargas con unas tensiones que no cambien en la pequeña escala de tiempos de las cargas aplicadas y se sustituyen los valores instantáneos por cantidades casi estáticas relevantes para la remodelación. Además, la historia de cargas suele resumirse en un pequeño número de actividades o de casos de carga según la influencia que puedan tener en la remodelación. Para el caso de la remodelación del fémur proximal Beaupré et al. (1990b) utilizan tres casos de carga distintos que fueron propuestos por Carter et al. (1989).

Se asume que el orden de aplicación de los casos no influye en la respuesta adaptativa del hueso. Es una suposición razonable dada la diferencia en la escala de tiempos entre ambos procesos.

Otra simplificación importante fue aportada por Jacobs (1994). En vez de considerar las cargas simultáneamente como en la ecuación (4.5) las aplicó de manera secuencial, es decir, agrupando cada caso de carga, consiguiendo resultados prácticamente idénticos. Entoces aparece un estímulo diario para cada caso de carga que será:

$$\psi_t = n_c^{1/m} \left(\frac{\rho_c}{\rho} \right)^2 \bar{\sigma} \quad (4.6)$$

donde n_c representa el número de ciclos diarios del caso de carga considerado.

Una vez conocido el estímulo mecánico es necesario relacionar el error de remodelación (e) con la variación de la densidad aparente. La remodelación interna tiene lugar en las superficies del tejido óseo. Se define la velocidad de remodelación superficial (\dot{r}) como la variable que cuantifica la cantidad de hueso que se forma en la superficie disponible de la matriz ósea por unidad de tiempo. Así pues, hay que relacionar esa variable con el error de remodelación (e).

La relación entre la velocidad de remodelación superficial (\dot{r}) y el estímulo tensional (ψ_t) empleada para la región proximal del fémur humano (Beaupré et al. (1990b)) es una función lineal de tres trozos con una zona muerta, simétrica respecto a la condición homeostática, en la que no se produce remodelación y dos regiones de reabsorción y formación con igual pendiente (ver figura 4.1). También se consideró el caso sin zona muerta obteniendo unos resultados menos realistas.

Matemáticamente se expresa de la siguiente manera:

$$\dot{r} = \begin{cases} c(\psi_t - \psi_t^*) + cw & \text{si } (\psi_t - \psi_t^*) < -w \\ 0 & \text{si } -w \leq (\psi_t - \psi_t^*) \leq w \\ c(\psi_t - \psi_t^*) - cw & \text{si } (\psi_t - \psi_t^*) > w \end{cases} \quad (4.7)$$

donde las únicas variables desconocidas son c y w , c es la pendiente de las ramas de reabsorción y formación y w es la semianchura de la zona perezosa. Su significado puede verse en la figura 4.1.

Como ya se ha mencionado, el potencial de remodelación está relacionado con la superficie de hueso por unidad de volumen de tejido, ese parámetro se denomina superficie

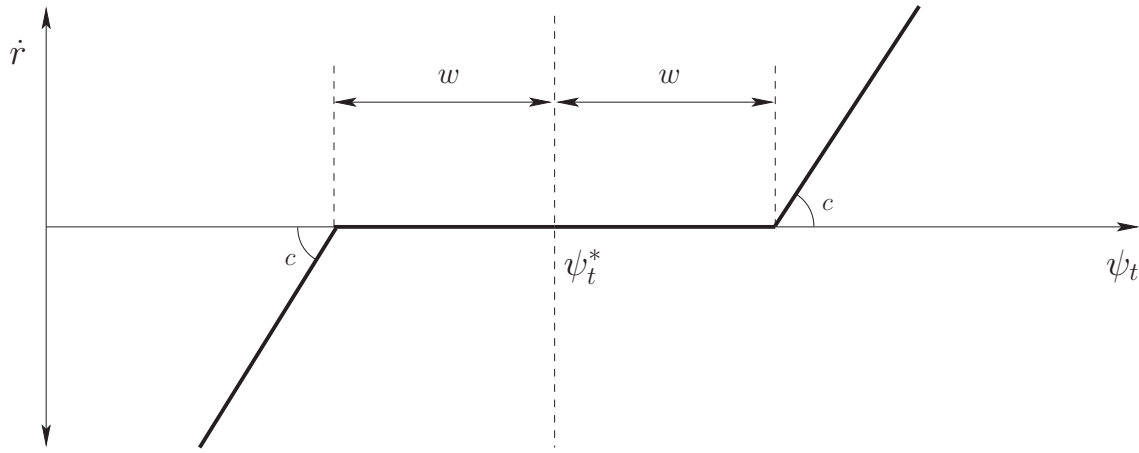


Figura 4.1: Velocidad de remodelación según el valor del estímulo tensional diario en modelo de Stanford (Beaupré et al. (1990b))

específica. Mediante trabajos experimentales Martin (1984) determinó una relación entre esa variable y la porosidad del hueso:

$$S_v = 0,03226n - 0,09304n^2 + 0,13396n^3 - 0,10104n^4 + 0,02876n^5$$

donde n es la porosidad ($n = 1 - \rho/\rho_t$) y S_v es la superficie específica expresada en mm^2/mm^3 . Esta relación es válida para caracterizar el hueso joven y maduro, el hueso de diferentes regiones del esqueleto y tanto el sano como el enfermo. También es adecuada para el hueso compacto y el esponjoso. Se representa en la figura 4.2.

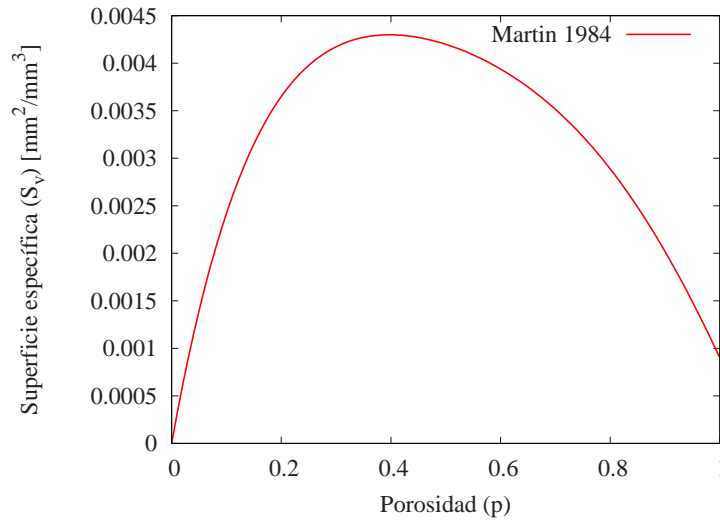


Figura 4.2: Superficie específica frente a porosidad en el modelo de Stanford (Martin (1984))

La ley de evolución de la densidad aparente viene dada por la expresión:

$$\dot{\rho} = k \cdot \dot{r} \cdot S_v \cdot \rho_t \quad (4.8)$$

donde el único parámetro desconocido es k que representa la proporción de superficie que está activa para producir remodelación.

Beaupré et al. (1990a) asumen que toda la superficie disponible está activa, con lo que k toma el valor de 1 quedando la ecuación (4.8) de la siguiente manera:

$$\dot{\rho} = \dot{r} \cdot S_v \cdot \rho_t \quad (4.9)$$

La evolución en el tiempo de la densidad se resuelve utilizando un algoritmo de integración de Euler explícito:

$$\rho(t + \Delta t) = \rho(t) + \dot{\rho} \cdot \Delta t \quad (4.10)$$

Ahora que se ha definido cómo evoluciona la densidad, sólo falta saber la forma en la que afecta a las propiedades mecánicas. Al considerarse un comportamiento isótropo, únicamente necesitamos conocer el módulo elástico (E) y el módulo de Poisson (ν). Estos dos parámetros se definen de la siguiente forma (Beaupré et al. (1990b); Jacobs (1994)):

$$E \text{ (MPa)} = \begin{cases} 2014\rho^{2,50} & \text{si } \rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3 \\ 1763\rho^{3,23} & \text{si } \rho > 1,2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (4.11)$$

$$\nu = \begin{cases} 0,20 & \text{si } \rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3 \\ 0,32 & \text{si } \rho > 1,2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (4.12)$$

Siguiendo los trabajos de Whalen et al. (1988), que basándose en datos experimentales, sugieren que m está entre 3 y 8, Beaupré et al. (1990b) adoptan un valor de m igual a 4. El valor del estímulo tensional de referencia (ψ_t^*) lo fijaron en 50,0 MPa/día a través del análisis de varios trabajos experimentales (Lanyon et al. (1975); Rubin y Lanyon (1981, 1983, 1984)).

El valor de c se fija asumiendo que un error de remodelación de 50,0 MPa/día daría como resultado una velocidad de remodelación de 1,0 $\mu\text{m}/\text{día}$. Es decir, c es igual a 0,02 ($\mu\text{m}/\text{día})/(\text{MPa}/\text{día})$. El parámetro w se toma como un 10 % de ψ_t^* .

Tanto el valor del estímulo que define la condición homeostática (ψ_t^*), como el valor de la pendiente de la curva $\dot{r} - \psi_t$ (c) pueden variar debido a múltiples factores: genotipo, edad, consumo de medicinas, procesos hormonales, enfermedades...

Los casos de carga empleados son los tres propuestos por Carter et al. (1989). Cada caso de carga incluye la reacción en la cadera y las cargas aplicadas por los músculos que se insertan en el trocánter mayor. El primer caso recoge el instante de la marcha en el que el cuerpo se apoya sobre una sola pierna y se aplica 6000 veces al día, los otros casos representan momentos extremos de abducción y adducción y se aplican 2000 veces al día cada uno.

4.3. Aplicación a modelos simples

El modelo isótropo de Stanford se ha implementado como un material definido por el usuario en el programa de elementos finitos ABAQUS mediante una subrutina tipo UMAT

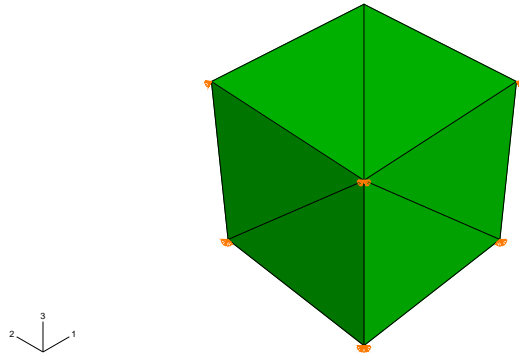


Figura 4.3: Hexaedro regular mallado con cinco tetraedros

programada en FORTRAN. Este material es válido tanto para modelos bidimensionales como tridimensionales.

Para evaluar el material se ha utilizado primero en modelos simples. Se ha probado en un modelo de un hexaedro regular de lado unidad mallado con cinco tetraedros lineales en desplazamientos C3D4 (ver figura 4.3) al que se le ha aplicado una tensión uniaxial constante.

Para verificar el comportamiento del material hemos probado dos formulaciones distintas del modelo isótropo de Stanford tal y como las usaron sus autores; es decir, con y sin zona muerta. También hemos probado dos configuraciones iniciales distintas. Una de ellas en la que todos los elementos tienen igual densidad inicial y, por tanto, iguales propiedades elásticas en el momento inicial. Y otra en la que esas propiedades son distintas en cada elemento, en ese caso la evolución debe llevar a la homogeneidad. Así pues, hay cuatro modelos simples diferentes. Para hacer más sencillas las referencias a los distintos casos hemos asignado una clave a cada uno de ellos. En esa clave la expresión W0 significa que la anchura de la zona muerta es nula y W1 que no lo es. R0 quiere decir que la densidad inicial es homogénea, R1 significa que es heterogénea. Así, el caso W0R1 será el caso sin zona muerta y con distribución inicial de densidades heterogénea.

4.3.1. Caso sin zona muerta y con densidad inicial homogénea (W0R0)

La densidad inicial se ha fijado en $0,5 \text{ g/cm}^3$. La tensión uniaxial que actúa sobre el modelo es igual a $2,0 \text{ MPa}$. Las condiciones de contorno se han elegido de forma que no aparezcan tensiones transversales, así la única tensión es una tensión uniforme aplicada según el eje Z que se supone actúa sobre el material 10000 veces cada día.

En el caso de tensión uniaxial la tensión energética vale (ver ecuación (2.8) del apartado 2.5.2.4):

$$\bar{\sigma} = \sigma = 2,0 \text{ MPa} \quad (4.13)$$

Así pues, el estímulo tensional diario será constante en todo el proceso.

Hemos tomado una densidad de tejido de $2,0 \text{ g/cm}^3$ y una porosidad mínima de 0,05. Con lo que la densidad máxima del hueso cortical será:

$$\rho_c = 2,0 \cdot (1 - 0,05) = 2,0 \cdot 0,95 = 1,90 \text{ g/cm}^3 \quad (4.14)$$

El valor del estímulo tensional diario a nivel de tejido es inmediato:

$$\begin{aligned} \psi_t &= n_c^{1/m} \left(\frac{\rho_c}{\rho} \right)^2 \sigma \\ &= 10000^{1/4} \left(\frac{1,90}{\rho} \right)^2 2,0 \\ &= \frac{72,2}{\rho^2} \end{aligned} \quad (4.15)$$

Con lo que la densidad de equilibrio viene dada por la siguiente expresión:

$$\psi_t^* = \frac{72,2}{(\rho^*)^2} \quad (4.16)$$

De donde:

$$\rho^* = \sqrt{\frac{72,2}{\psi_t^*}} \quad (4.17)$$

Como el valor de equilibrio se fijó en $\psi_t^* = 50,0 \text{ MPa}$ la densidad aparente de equilibrio será:

$$\rho^* = \sqrt{\frac{72,2}{50,0}} = 1,20167 \text{ g/cm}^3 \quad (4.18)$$

En la simulación mediante elementos finitos se ha supuesto una densidad inicial ρ_0 igual a $0,5 \text{ g/cm}^3$ y se ha usado el material de usuario al que ya hemos hecho referencia.

Consideramos que la convergencia se alcanza cuando la diferencia con el valor de ρ^* es menor del 1% de ρ^* ; esto es, cuando el valor de ρ supera los $1,18965 \text{ g/cm}^3$. Este criterio se satisface en el día 244.

Puede verse en la figura 4.4 la evolución de la densidad calculada en el modelo de elementos finitos y el valor objetivo de $1,20167 \text{ g/cm}^3$.

En la figura 4.5 puede verse la distribución uniforme de densidades al final del proceso de remodelación.

Al variar la densidad aparente, la rigidez del material variará según la ecuación (4.11). Debido a ello el movimiento de los nodos de la cara cargada irá variando aunque la tensión se mantenga constante. Ya hemos calculado el valor de la densidad de equilibrio. Según la expresión (4.11) el valor de equilibrio del módulo de elasticidad será:

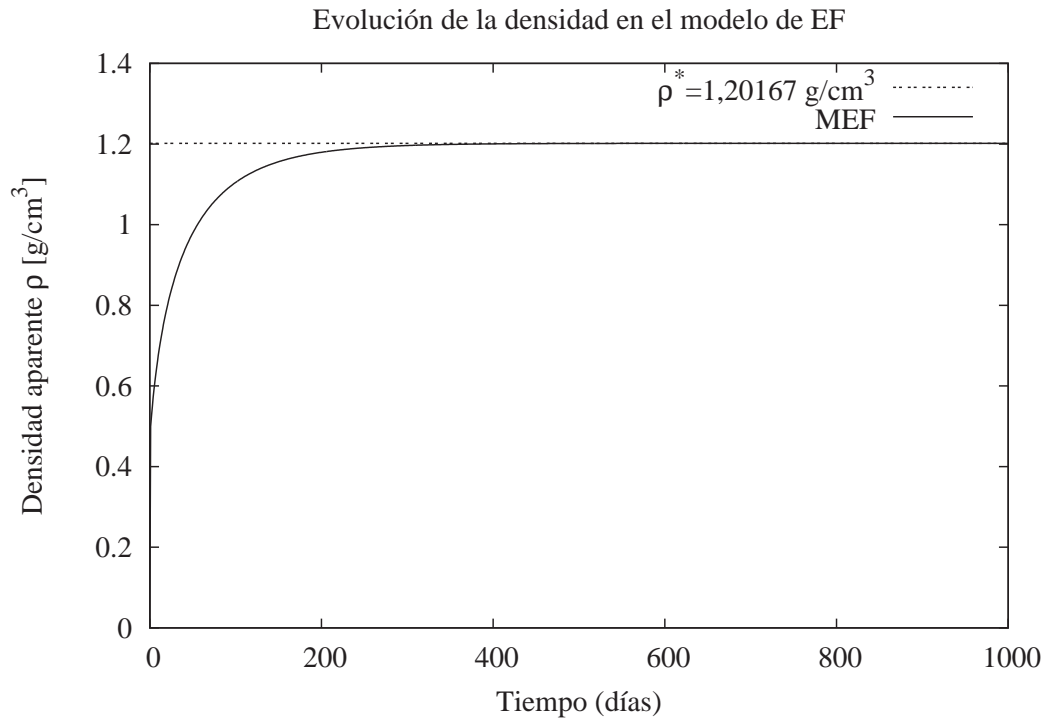


Figura 4.4: Caso W0R0: evolución de la densidad

$$E = 1763\rho^{3,23} = 1763 \cdot 1,20167^{3,23} \simeq 3191 \text{ MPa} \quad (4.19)$$

El movimiento de los nodos de la cara cargada una vez alcanzado el equilibrio será:

$$v^* = \frac{\sigma}{E} = \frac{2,0}{3191} = 6,26763 \cdot 10^{-4} \quad (4.20)$$

En la figura 4.6 se ve la evolución del desplazamiento en función del tiempo y el valor de equilibrio.

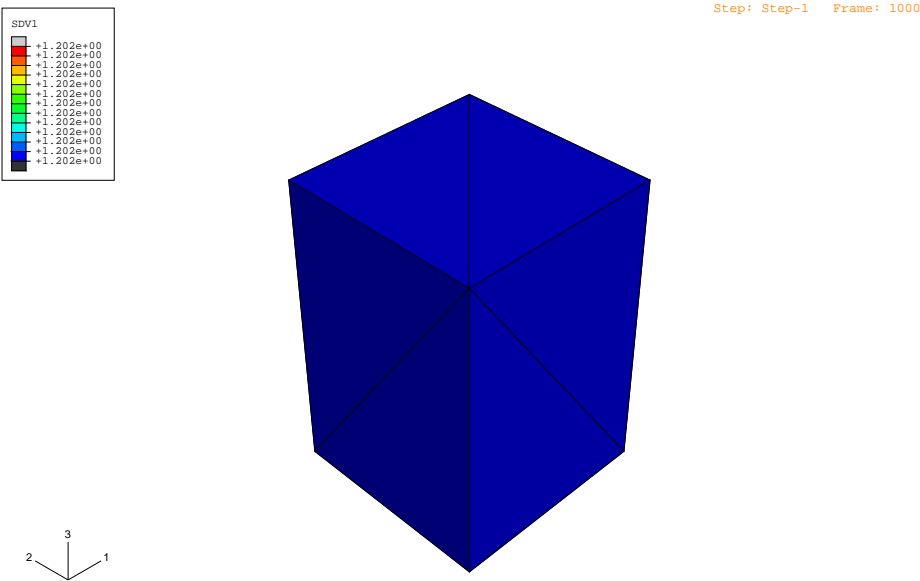


Figura 4.5: Caso W0R0: distribución final de densidades

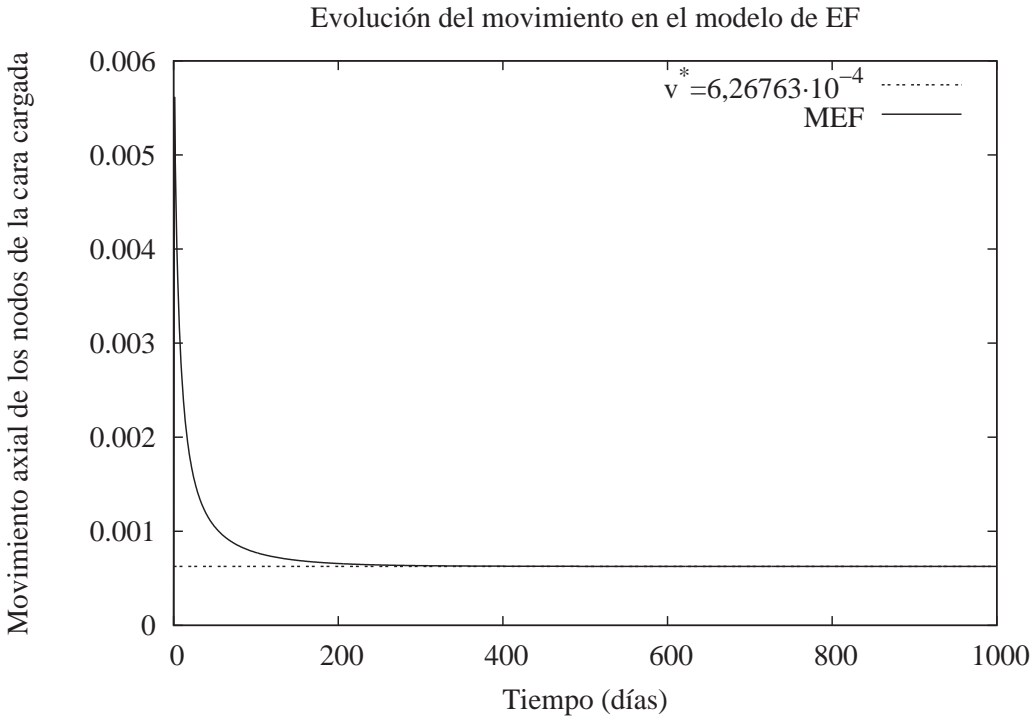


Figura 4.6: Caso W0R0: evolución del desplazamiento de la cara cargada

4.3.2. Caso con zona muerta y con densidad inicial homogénea (W1R0)

En este caso todas las condiciones son idénticas al caso anterior excepto la curva $\dot{r} - \psi_t$ que ahora es trilineal con una zona muerta en la que no se produce remodelación, ver figura 4.1. Como consecuencia de ello no tendremos ahora una densidad aparente de equilibrio sino un rango de densidades aparentes de equilibrio.

La semianchura de la zona muerta se ha tomado igual al 10 % del valor del estímulo de referencia, es decir:

$$w = 0,1\psi_t^* = 0,1 \cdot 50 = 5,0 \text{ MPa/día} \quad (4.21)$$

Así pues, dado que $\psi_t^* = 50 \text{ MPa/día}$, el intervalo del estímulo tensional diario en el que el material se encuentra en equilibrio será $\psi_t^* \in [45 \text{ MPa/día}, 55 \text{ MPa/día}]$. Aplicando de nuevo la ecuación (4.17) podemos determinar el intervalo de densidades aparentes de equilibrio que vendrá determinado por los valores:

$$\rho_{min}^* = \sqrt{\frac{72,2}{55}} = 1,14574 \text{ g/cm}^3 \quad (4.22)$$

$$\rho_{max}^* = \sqrt{\frac{72,2}{45}} = 1,26667 \text{ g/cm}^3 \quad (4.23)$$

Debido a que el cálculo comienza con una densidad baja se alcanza el equilibrio *por abajo*, es decir, el modelo alcanza el estado estacionario con $\rho = \rho_{min}^*$. Como en el caso anterior asumimos que el cálculo ha terminado cuando la diferencia de la densidad aparente con el valor ρ_{min}^* es menor del 1 %; es decir, cuando la densidad aparente supera el valor de $1,13428 \text{ g/cm}^3$. Esto sucede en el día 213.

En la figura 4.7 puede verse la evolución de la densidad en el cálculo mediante elementos finitos y el intervalo de densidades admisible.

En la figura 4.8 se muestra la distribución de densidades aparentes en el día número 1000 del proceso de remodelación.

La rigidez del material al terminar la remodelación será, según la expresión (4.11):

$$E = 2014\rho^{2,50} = 2014 \cdot 1,14574^{2,50} \simeq 2830 \text{ MPa} \quad (4.24)$$

El movimiento de los nodos de la cara cargada una vez alcanzado el equilibrio será:

$$v^* = \frac{\sigma}{E} = \frac{2,0}{2830} = 7,06714 \cdot 10^{-4} \quad (4.25)$$

En la figura 4.9 se ve la evolución del desplazamiento en función del tiempo y el valor de equilibrio.

Si la densidad de partida fuera elevada el equilibrio se alcanzaría *por arriba*, es decir, la densidad estacionaria sería igual a ρ_{max}^* como muestra la figura 4.10 en la que el cálculo ha comenzado con una densidad inicial de $1,5 \text{ g/cm}^3$. Al obtener el estado intacto de los huesos lo habitual es comenzar con un material bastante flexible, es decir, con una densidad baja. Esto se debe a que antes de la osificación la pieza está formada por un material de reducida rigidez en comparación con el material final. Por eso nos centramos en el caso de densidad inicial baja.

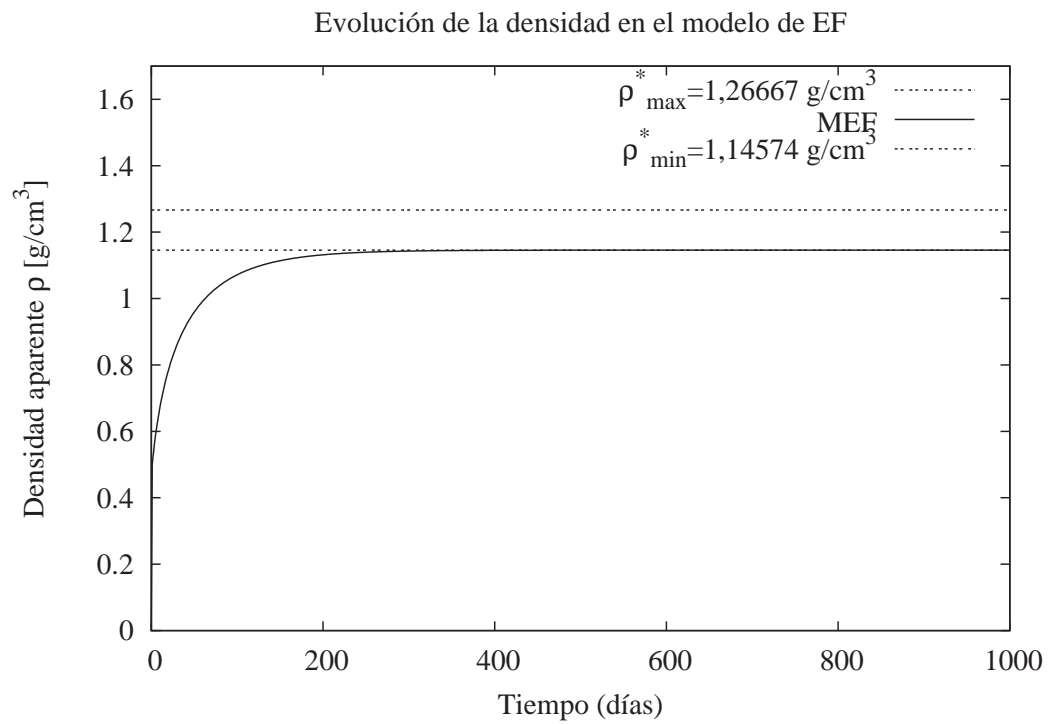


Figura 4.7: Caso W1R0: evolución de la densidad

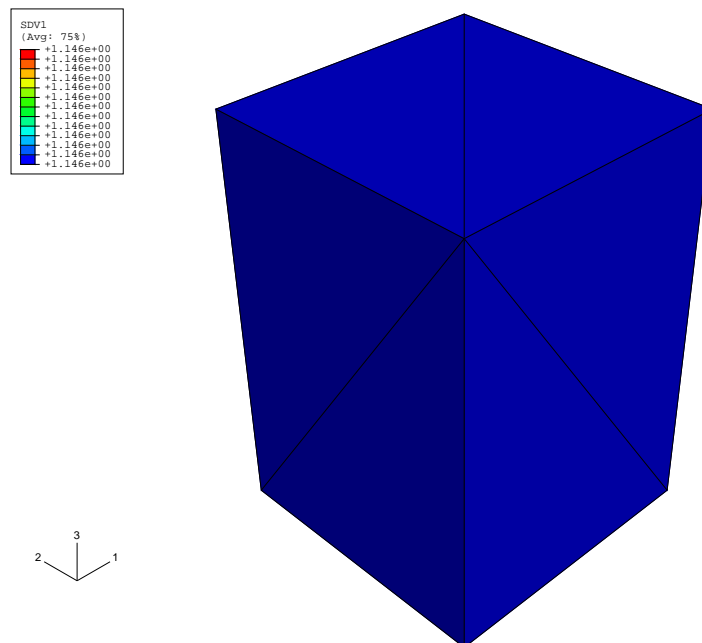


Figura 4.8: Caso W1R0: distribución final de densidades

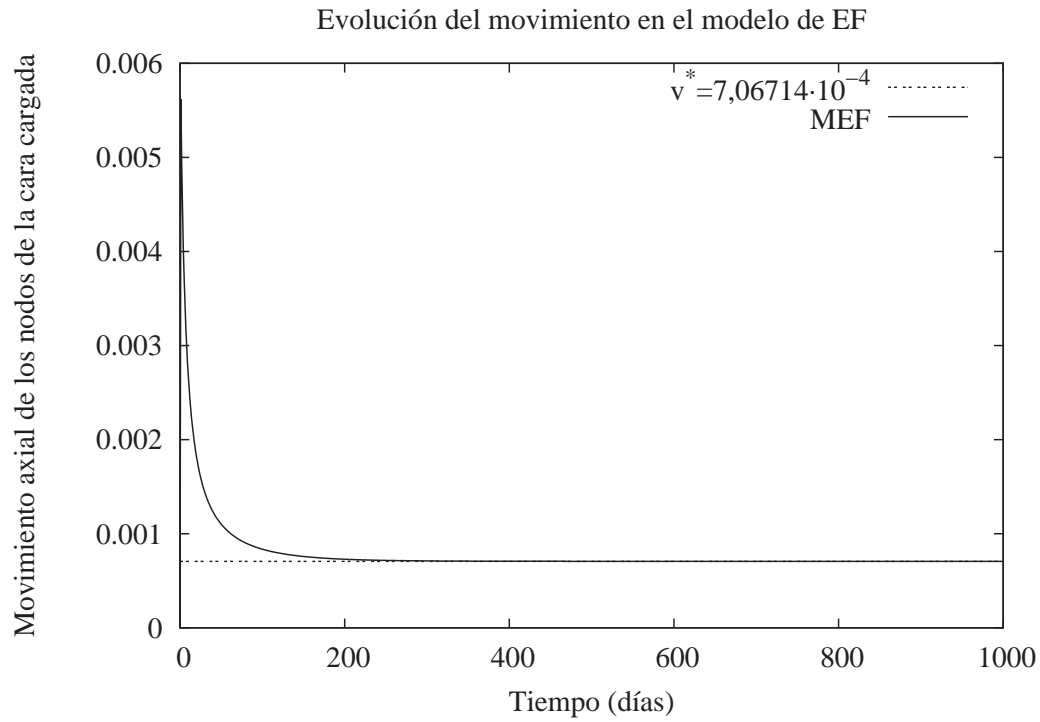


Figura 4.9: Caso W1R0: evolución del desplazamiento de la carga cargada

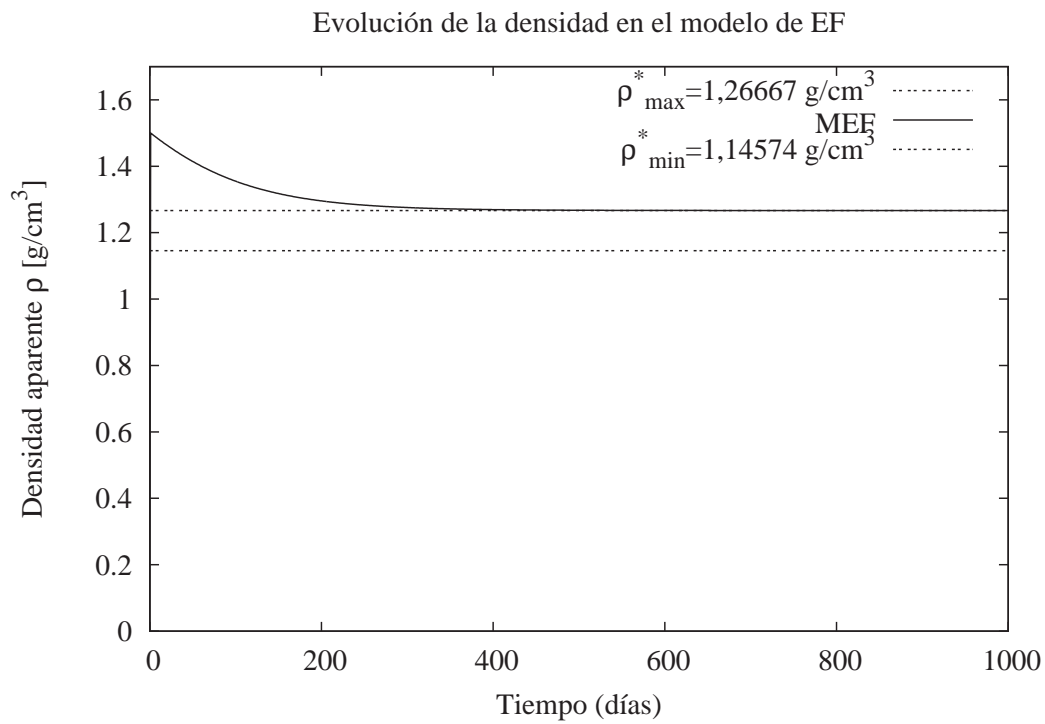


Figura 4.10: Caso W1R0: evolución de la densidad con alta densidad inicial

4.3.3. Caso sin zona muerta y con densidad inicial heterogénea (W0R1)

En los dos casos con densidad inicial heterogénea se trata de tener materiales con distinta densidad inicial pero con el mismo estímulo remodelador. En ese caso la densidad de todos los elementos será igual al final del proceso remodelador.

Si se emplea el modelo anterior pero con distintas densidades iniciales para los elementos, esto es, con distintas propiedades elásticas iniciales para cada elemento, la sollicitación no se distribuye uniformemente entre los distintos elementos. Entonces el estímulo no es homogéneo en el modelo lo que lleva a que la densidad aparente de los distintos elementos sea claramente divergente.

Las figuras 4.11 y 4.12 muestran la evolución de la tensión vertical y de la densidad si no contamos con la presencia de zona muerta y los cinco elementos tienen unas densidades iniciales distintas de valores 0,51, 0,52, 0,53, 0,54 y 0,55 g/cm³. Como se ve en ambas figuras, los valores de ambas variables en cada elemento tienden a valores distintos para cada uno de ellos.

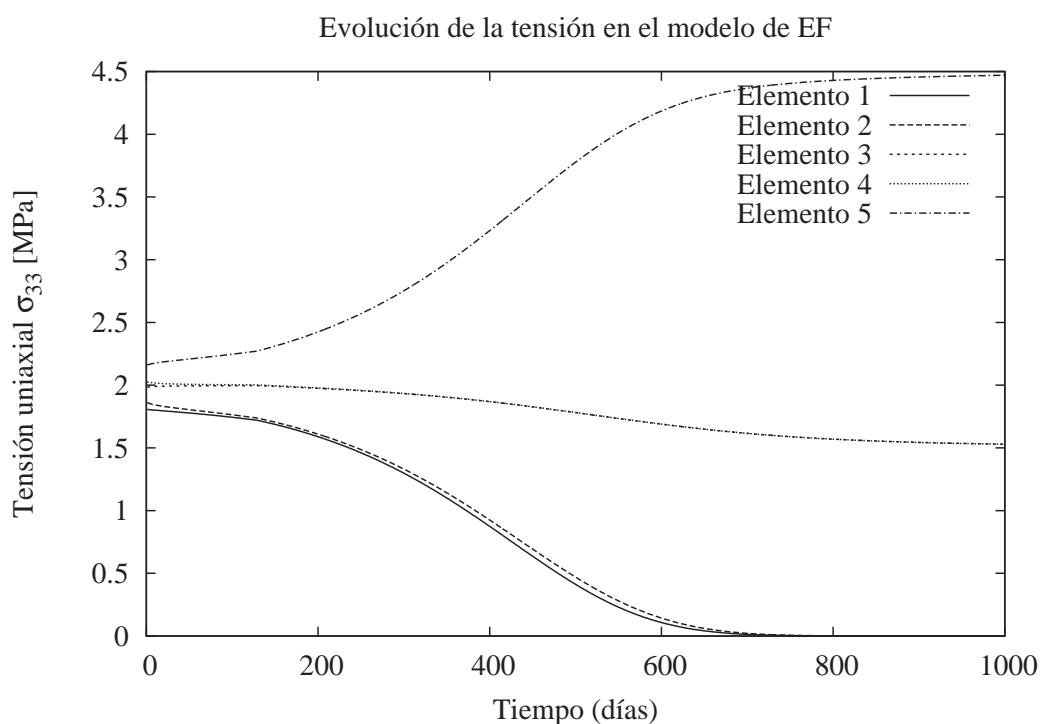


Figura 4.11: Caso W0R1: evolución de la tensión de eje z en el cubo formado por cinco tetraedros

Si simulamos el proceso considerando la existencia de una zona muerta se produce también la divergencia de tensiones y densidades aparentes como resultado de la distribución heterogénea del estímulo remodelador, pero los valores finales son más próximos que en el caso anterior (ver figuras 4.13 y 4.14).

Si en vez de aplicar una tensión uniforme, imponemos un desplazamiento de dirección z e igual magnitud a los nodos de la cara superior, sí tendríamos un estado de deformación

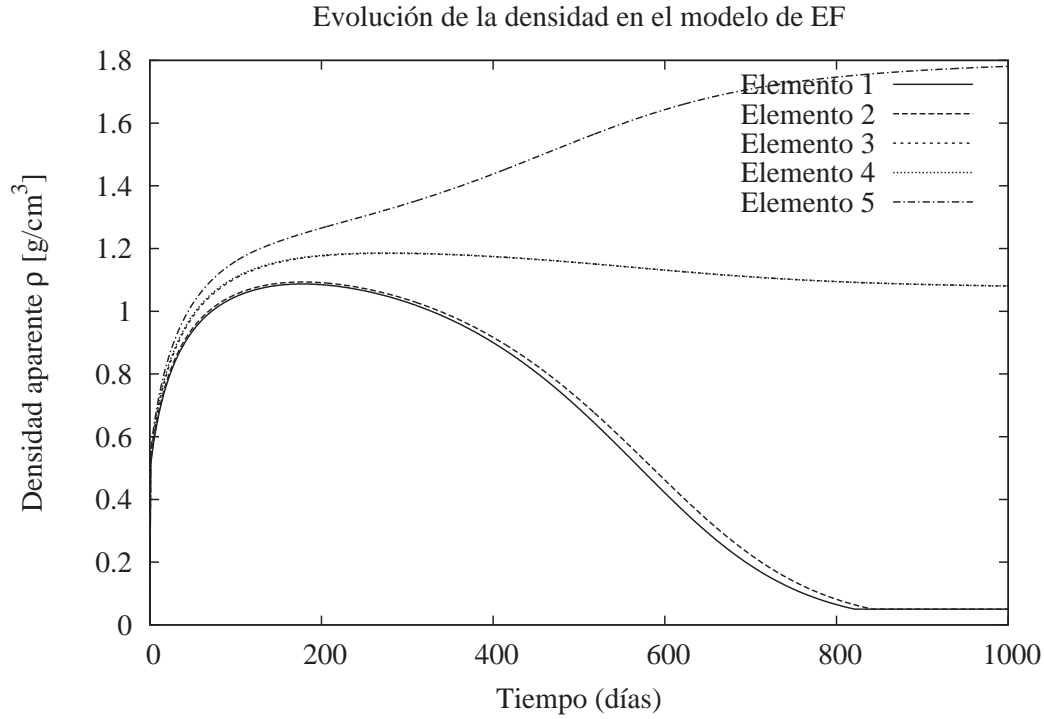


Figura 4.12: Caso W0R1: evolución de la densidad en el cubo formado por cinco tetraedros

homogéneo en todo el cubo, aunque la distribución del estímulo tensional diario no será homogénea en el modelo ya que la tensión energética en caso uniaxial es igual a la tensión aplicada:

$$\bar{\sigma}_i = \sigma_i = E_i \varepsilon \quad (4.26)$$

siendo el módulo de elasticidad E_i diferente en cada elemento (i).

De todas formas cuando se aplica una deformación constante, este modelo de remodelación prevé un aumento o una disminución permanente de la densidad aparente según el valor del estímulo tensional del primer paso de carga. Este efecto tiene una fácil explicación. En el caso de deformación constante el estímulo tensional diario vendrá expresado de la siguiente forma:

$$\psi_t = n_c^{1/m} \left(\frac{\rho_c}{\rho} \right)^2 E \varepsilon \quad (4.27)$$

$$= n_c^{1/m} \cdot \rho_c^2 \cdot \varepsilon \cdot \frac{E}{\rho^2} \quad (4.28)$$

Según la ecuación (4.11) el módulo de elasticidad viene expresado por la siguiente expresión:

$$E = b \rho^\beta \quad (4.29)$$

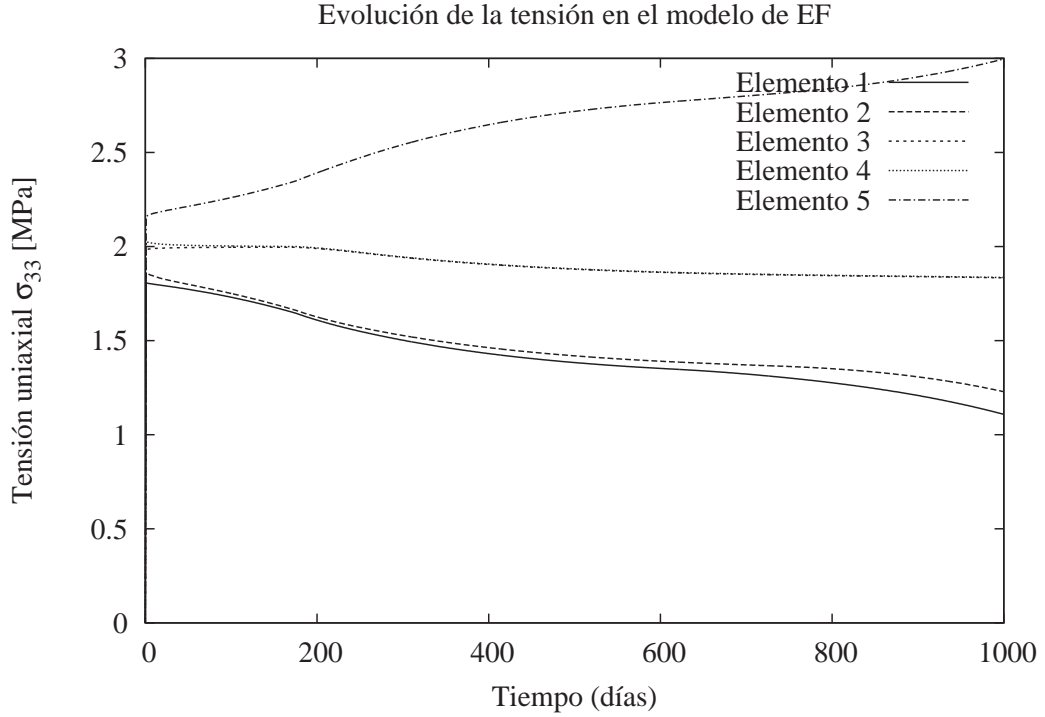


Figura 4.13: Caso W1R1: evolución de la tensión de eje z en el cubo formado por cinco tetraedros

siendo b y β constantes.

Entonces el estímulo puede expresarse así:

$$\begin{aligned}\psi_t &= n_c^{1/m} \cdot \rho_c^2 \cdot \varepsilon \cdot b \cdot \rho^{\beta-2} \\ &= K \rho^{\beta-2}\end{aligned}\tag{4.30}$$

siendo $K = n_c^{1/m} \cdot \rho_c^2 \cdot \varepsilon \cdot b$ un valor constante.

Como el valor de β es siempre mayor que 2, el estímulo tensional aumenta con la densidad. Entonces si el valor inicial del estímulo hace aumentar la densidad, hará aumentar también el estímulo en el siguiente día, con lo cual, la densidad aumentará también en el siguiente paso de tiempo. Este proceso es un proceso sin fin en el que la densidad aumenta continuamente y en cada paso de forma más rápida. Si el estímulo inicial hiciera decrecer el valor de la densidad aparente, el proceso sería una disminución continua de la densidad aparente.

El único caso en que no sucedería esto es cuando el valor inicial del estímulo coincide con el valor de equilibrio o cae dentro de la zona muerta, si ésta existiera. En ese caso no se produciría remodelación en ningún momento.

En el modelo de material que hemos implementado se ha asumido la existencia de una porosidad mínima y una porosidad máxima de valores 0,05 y 0,975 que corresponden a dos densidades límite de 1,9 y 0,05 g/cm³ que no pueden ser rebasadas, con lo que en el caso de deformación constante la remodelación se producirá hasta alcanzar alguno de los valores límite y no de manera indefinida.

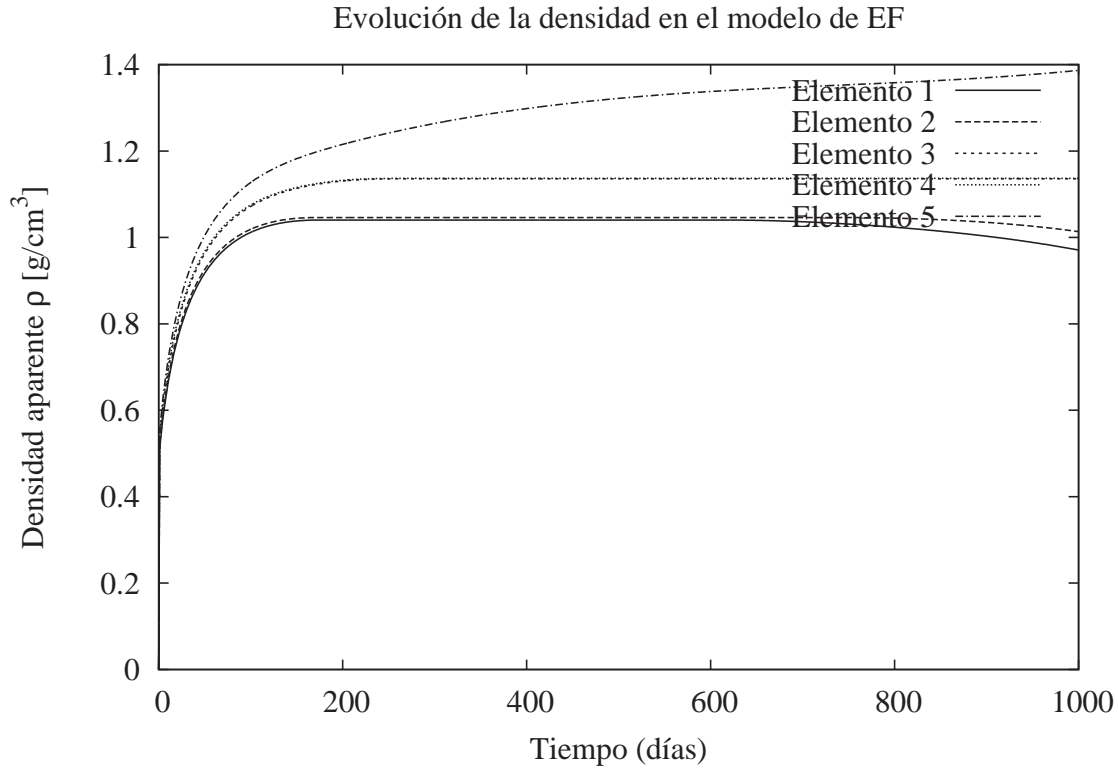


Figura 4.14: Caso W1R1: evolución de la densidad en el cubo formado por cinco tetraedros

Si aplicamos una deformación uniaxial homogénea al modelo del hexaedro regular, utilizamos una densidad inicial homogénea de $0,5 \text{ g/cm}^3$ y no consideramos la existencia de zona muerta podemos comprobar como la densidad tiende siempre bien al valor máximo admitido por el modelo ($1,9 \text{ g/cm}^3$) o bien al mínimo ($0,05 \text{ g/cm}^3$).

En la figura 4.15 podemos ver la evolución de la densidad en el proceso de remodelación cuando se impone una deformación constante y homogénea de $0,001$ y de $0,0009$. En el primer caso la densidad aumenta hasta alcanzar la del hueso cortical, en el segundo disminuye hasta el valor mínimo.

Podemos concluir que el modelo de cinco tetraedros que forman un cubo no es adecuado para los casos de densidad inicial heterogénea y estímulo remodelador homogéneo. Así pues, habrá que usar otro modelo también simple pero más adecuado para evaluar estas condiciones. Un modelo formado por una malla estructurada con dos hexaedros regulares de interpolación lineal en desplazamientos (C3D8) de lado unidad parece apropiado. El modelo es el representado en la figura 4.16.

Las condiciones que se aplican son las mismas que en los casos con densidad inicial homogénea. La única diferencia es la densidad inicial de cada elemento.

Así, en el caso de no considerar la zona muerta ($w=0$) el valor de equilibrio de la densidad será de $1,20167 \text{ g/cm}^3$ (ecuación (4.18)). La figura 4.17 muestra la evolución de la densidad de los dos elementos durante el proceso de remodelación cuando un elemento comienza con $\rho_0 = 0,1 \text{ g/cm}^3$ y otro con $\rho_0 = 1,0 \text{ g/cm}^3$ y la figura 4.18 muestra la distribución de densidades en el estado inicial y en el estado final.

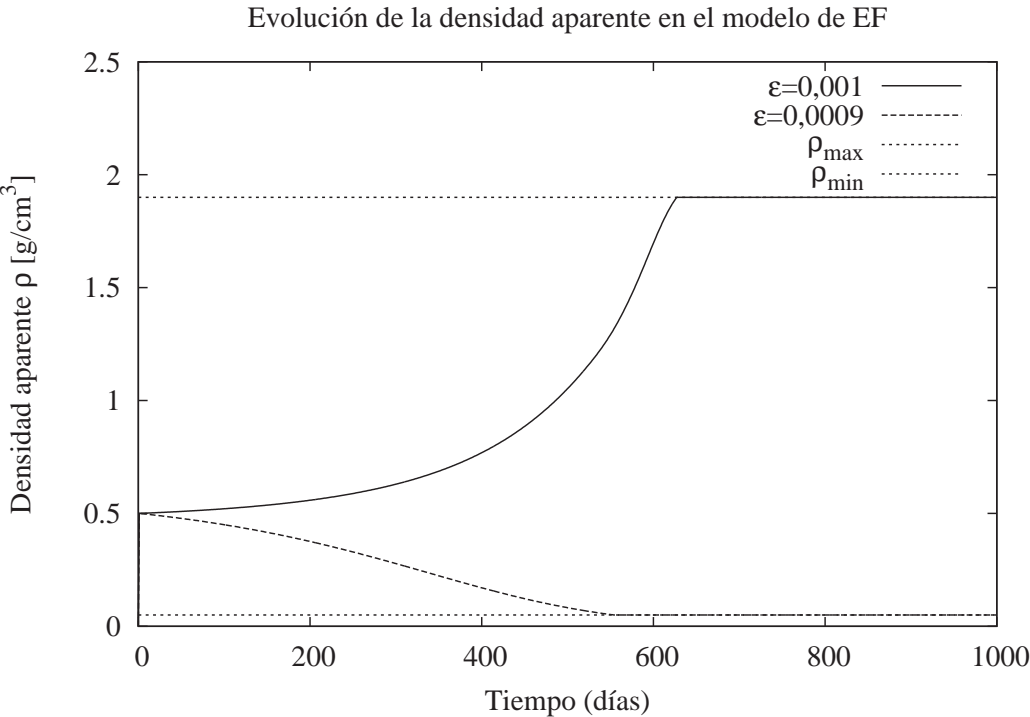


Figura 4.15: Evolución de la densidad con deformación constante

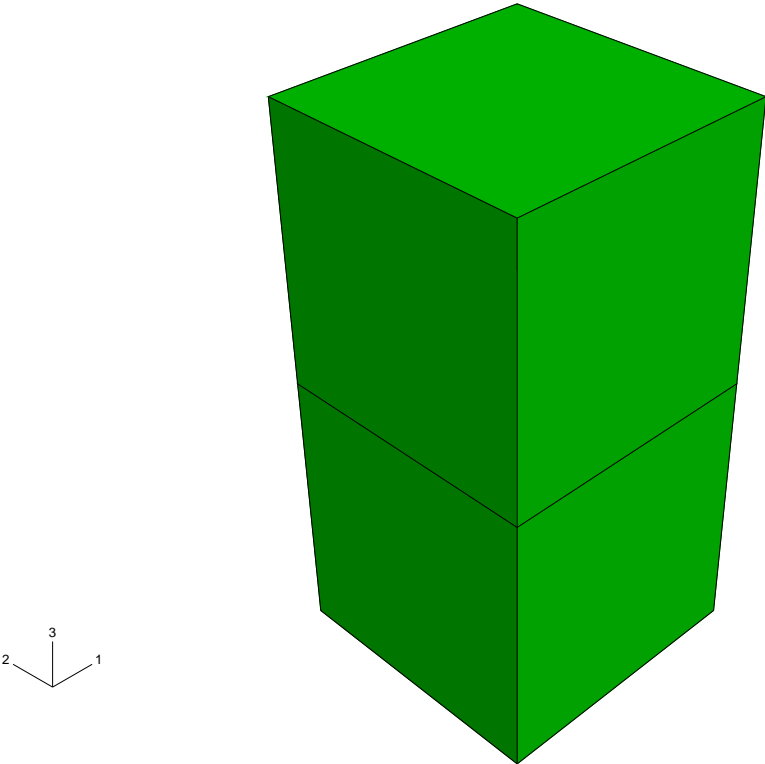


Figura 4.16: Modelos simple formado por dos hexaedros

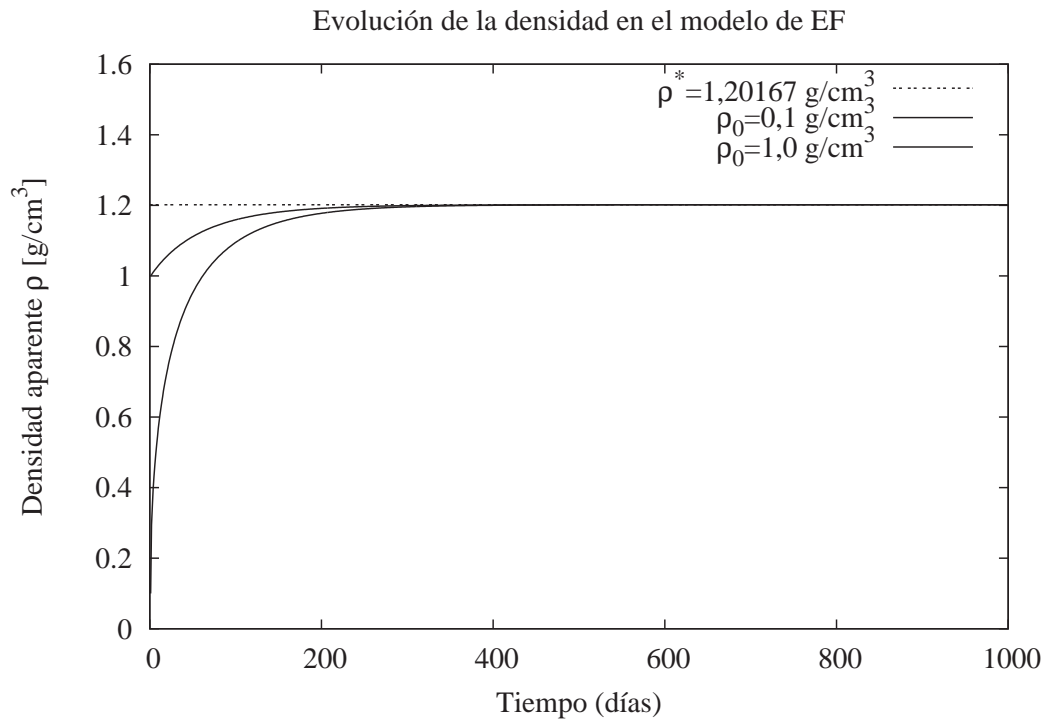


Figura 4.17: Caso W0R1: evolución de la densidad en el modelo formado por dos cubos

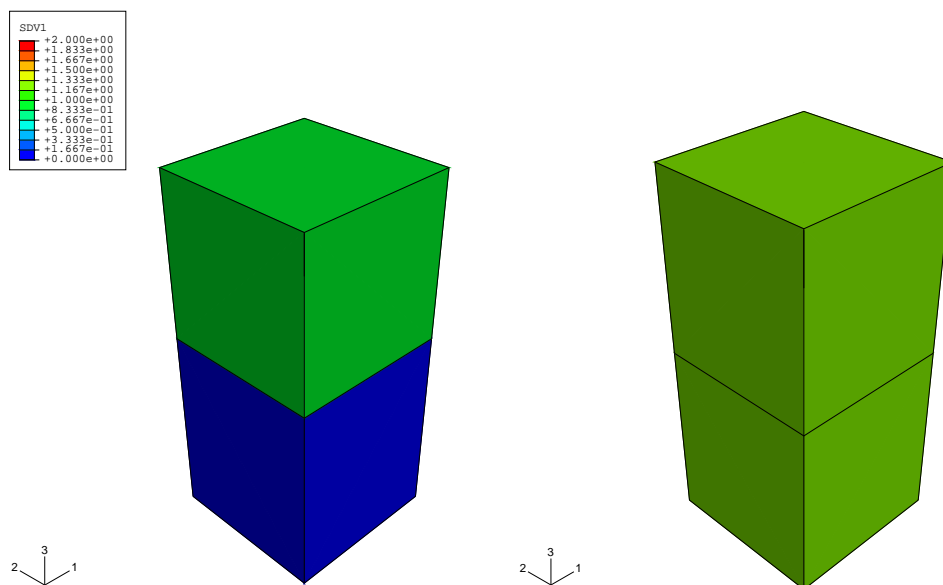


Figura 4.18: Caso W0R1: distribución final de densidades en el modelo formado por dos cubos

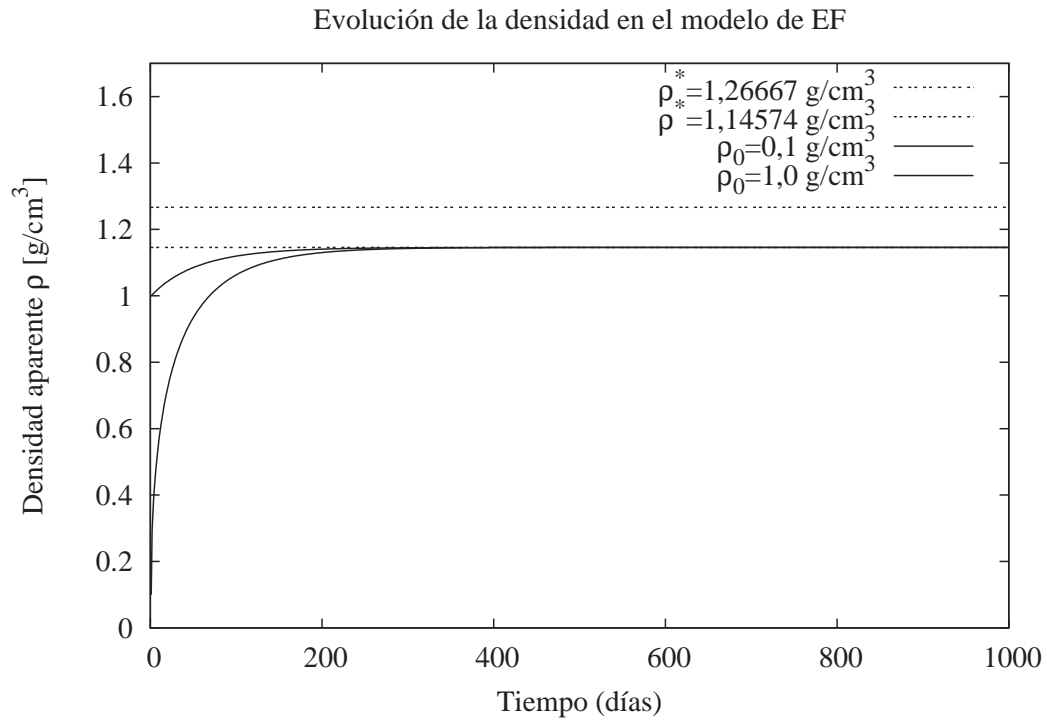


Figura 4.19: Caso W1R1: evolución de la densidad en el modelo formado por dos cubos

El criterio de convergencia definido anteriormente se cumple para los dos elementos del modelo en el día 250.

4.3.4. Caso con zona muerta y con densidad inicial heterogénea (W1R1)

El valor de la densidad objetivo será de $1,14574 \text{ g/cm}^3$ (ecuación (4.22)) ya que el equilibrio se alcanzará por abajo. La figura 4.19 muestra la evolución de la densidad y la 4.20 muestra la distribución de densidades en el estado inicial y en el estado final.

El criterio de convergencia se cumple en el paso 219.

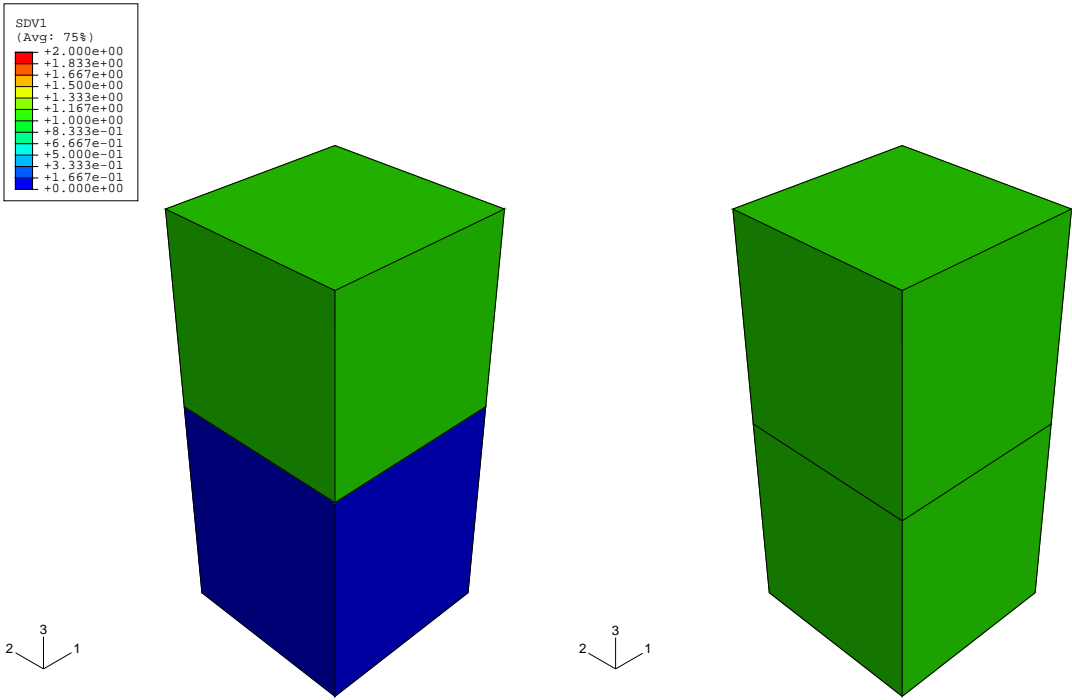


Figura 4.20: Caso W1R1: distribución final de densidades en el modelo formado por dos cubos

4.4. Aplicación a la región proximal del fémur

Para obtener la distribución de la densidad aparente y de las propiedades elásticas en la zona proximal del fémur se ha utilizado el modelo isótropo de Stanford (Beaupré et al. (1990a,b)) sobre la geometría real de un hueso humano.

Esta geometría está disponible a través del proyecto *Visible Human Male* y se ha obtenido a partir de las tomografías del cadáver congelado de un hombre adulto disponibles en la Biblioteca Nacional de Medicina de los Estados Unidos (National Library of Medicine). Procesando esos datos se ha creado un archivo en formato IGES con la superficie exterior de la pieza, que corresponde a un fémur derecho.

Para simular el proceso de remodelación ósea interna se han considerado los tres casos de carga propuestos por Carter et al. (1989) extrapoladas a tres dimensiones por Doblaré y García-Aznar (2000). La primera de esas cargas representa el momento de la marcha en el que todo el peso del cuerpo recae sobre una sola de las piernas del individuo y se supone que actúa 6000 veces cada día. Las otras dos cargas se escogen de forma que recojan posiciones extremas de movimientos de abducción y adducción y se aplican 2000 veces al día cada una de ellas.

Cada caso de carga se compone de la reacción aplicada sobre la cabeza femoral y la fuerza de reacción producida por los músculos que se insertan en el trocánter mayor. Esas fuerzas se definen mediante el módulo y los ángulos que forman sus proyecciones en el plano frontal y en el plano sagital con la vertical (ver cuadros 4.1 y 4.2 y figura 4.21).

Caso de carga	Ciclos diarios	Reacción en la cabeza		
		Magnitud	Ángulo PF	Ángulo PS
1	6000	2317 N	24°	6°
2	2000	1158 N	-15°	35°
3	2000	1548 N	56°	-20°

Cuadro 4.1: Casos de carga utilizados en la remodelación tridimensional del fémur proximal - Cabeza femoral (PF: plano frontal, PS: plano sagital)

Caso de carga	Ciclos diarios	Reacción en el trocánter mayor		
		Magnitud	Ángulo PF	Ángulo PS
1	6000	703 N	28°	15°
2	2000	351 N	-8°	9°
3	2000	468 N	35°	16°

Cuadro 4.2: Casos de carga utilizados en la remodelación tridimensional del fémur proximal - Trocánter mayor (PF: plano frontal, PS: plano sagital)

Las cargas que actúan en el trocánter se aplican en el punto de inserción de los músculos considerados. Para definir los puntos de aplicación de las cargas de la cabeza se asimila ésta a una esfera y se determina su centro, las cargas se aplican de manera que vayan dirigidas hacia ese punto.

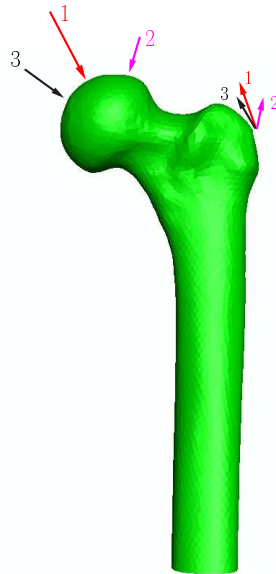


Figura 4.21: Casos de carga considerados en la remodelación del fémur proximal

Las cargas se aplican secuencialmente siguiendo la simplificación de Jacobs (1994). Siguiendo otra simplificación propuesta por Doblaré las cargas se aplican en ciclos de cinco días de forma que cada día solamente se considera una de las cargas. Cada una de ellas actúa 10000 veces por día, pero en diferentes jornadas unas de otras. Esto no afecta prácticamente a los resultados debido a la lentitud de la respuesta remodeladora y facilita la programación y el cálculo del modelo. La primera de las cargas se aplica los tres primeros días del ciclo, la segunda el cuarto día y la tercera el quinto como muestra la figura 4.22. Así, cada cinco días la primera carga actúa 30000 veces ($3 \cdot 10000$) y la segunda y la tercera 10000 ($1 \cdot 10000$) cada una.. Esos valores coinciden con el número de veces que actúan las cargas en un periodo de cinco días si consideramos que actúan 6000, 2000 y 2000 veces respectivamente cada día.

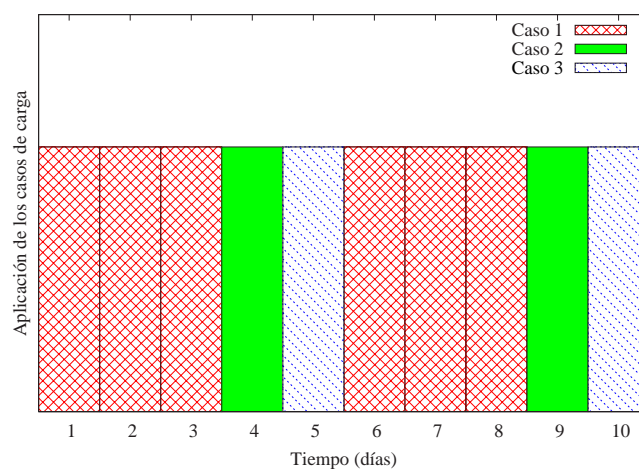


Figura 4.22: Esquema de actuación secuencial de las cargas

Se considera el fémur apoyado aproximadamente en la mitad de la diáfisis.

La geometría de las piezas artificiales fabricadas por *Sawbones* está tomada de huesos reales. El proceso de fabricación de las piezas artificiales de la tercera generación de *Sawbones* admite más detalle anatómico en la geometría, por ello sus formas son más realistas que la de las réplicas de segunda generación. El modelo de remodelación de Stanford se va aplicar también utilizando la superficie externa de las réplicas de tercera generación.

En las figuras 4.23 y 4.24 se puede ver la distribución de densidades a los 100 días obtenida con el modelo basado en la réplica y con la geometría obtenida de las tomografías del cadáver congelado del Human Visible Male. En las figuras 4.25 y 4.26 se muestran los resultados en el interior del hueso mediante un corte longitudinal definido por un plano que pasa por el centro de la cabeza, por el punto de inserción de los músculos en el trocánter mayor y por el centro de la región distal apoyada. En las imágenes se hace patente la semejanza con la realidad, se predice en ambos casos la capa cortical externa en la diáfisis y el canal medular. También aparece una zona de hueso esponjoso denso que comienza en la zona superior de la cabeza y va a parar a la región media de la diáfisis.

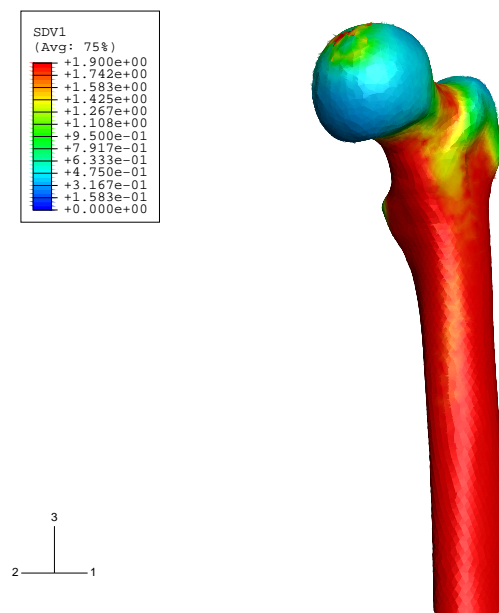


Figura 4.23: Distribución de densidades a los 100 días - Geometría de réplica.

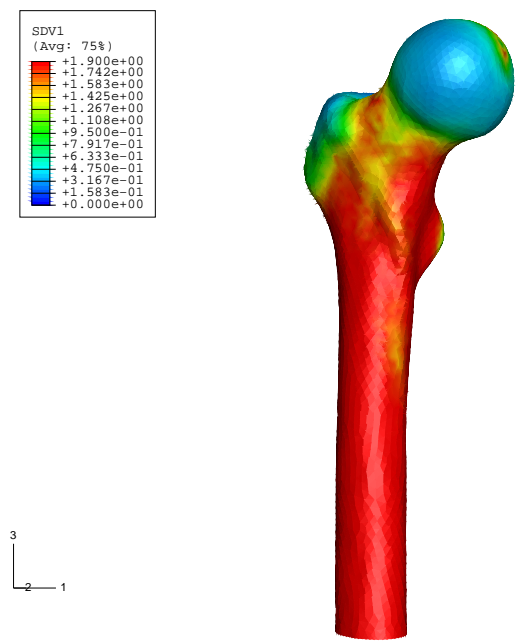


Figura 4.24: Distribución de densidades a los 100 días - Geometría del *Human Visible Male*.

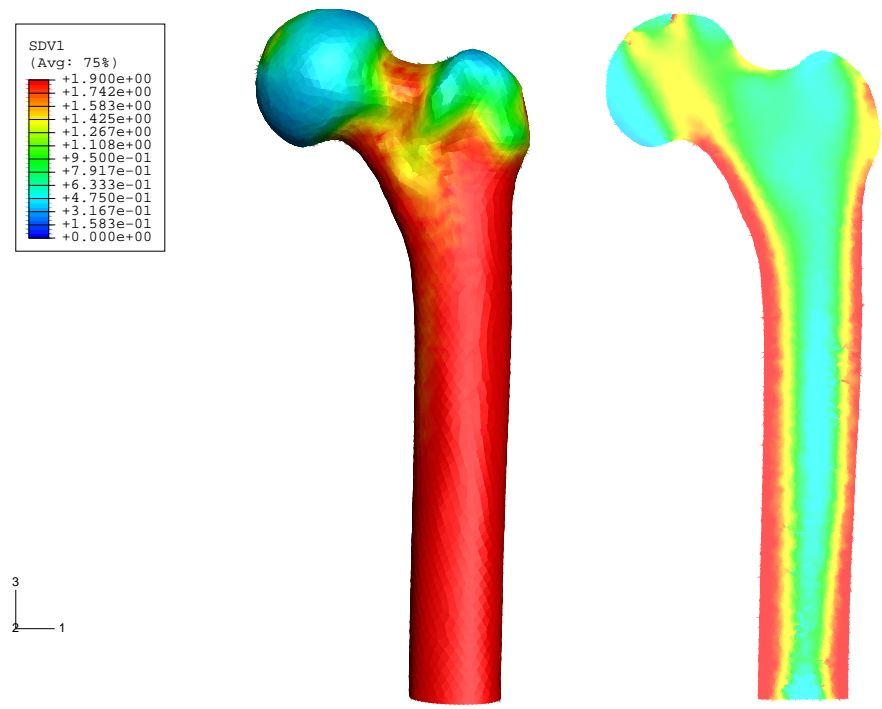


Figura 4.25: Vista anterior y corte longitudinal - Geometría de la réplica.

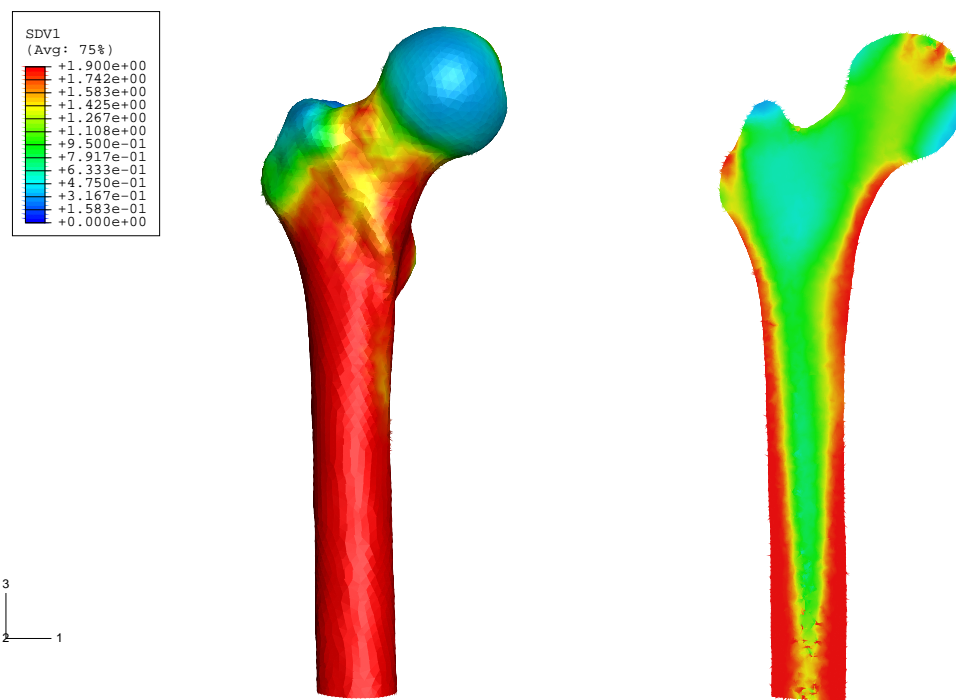


Figura 4.26: Vista anterior y corte longitudinal - Geometría del *Human Visible Male*.

4.5. Aplicación al fémur completo

Para obtener las propiedades mecánicas de la región proximal del fémur la mayoría de trabajos emplea las sollicitaciones que llegan al fémur a través de la articulación de la cadera y mediante los músculos que se insertan en el trocánter mayor.

En el trabajo de Duda et al. (1998) se pone de manifiesto que cuando se tiene en cuenta la presencia de todos los músculos que se insertan en el fémur la distribución de deformaciones durante la marcha presenta diferencias importantes con la obtenida al considerar sólo el grupo de cargas habitual, esto es, las cargas aplicadas en la cabeza y en el trocánter mayor. En la región más proximal las diferencias son escasas, pero en la región distal estas diferencias se acentúan de forma que en ciertas regiones las deformaciones se reducen a la mitad si se consideran todos los músculos.

Bitsakos et al. (2005) analizaron la influencia de los músculos considerados en el resultado de la remodelación ósea tras la colocación de una prótesis de cadera y concluyeron que la simplificación influye en los resultados obtenidos.

Así pues considerando únicamente las cargas que hemos tenido en cuenta los resultados en la región proximal sí serán fiables ya que la distribución de las sollicitaciones con el grupo simplificado de cargas en esa zona es muy cercana a la que se obtiene con todos los músculos insertados en el fémur. Sin embargo a medida que nos alejamos la validez irá disminuyendo. Según los resultados de Duda et al. (1998), la densidad, y por tanto las propiedades mecánicas, que se obtienen con la simplificación en las cargas serán mayores que las reales al estar sobreestimada la sollicitación mecánica. Así pues, el modelo obtenido será más rígido de lo que debería.

Hemos aplicado el modelo de remodelación a la pieza completa del *Human Visible Male* sujetando la zona que queda en contacto con la tibia a través de los meniscos. Con la distribución de propiedades obtenida hemos simulado los ensayos de flexión frontal, sagital y bajo carga cuasi-axial.

La figura 4.27 muestra la distribución de densidades en el día 100 y la misma sección que en el apartado anterior, esto es, definida por un plano que pasa por el centro de la cabeza, por el trocánter mayor y por el centro de la sección media de la diáfisis. Debido a la curvatura del fémur este corte no atraviesa el hueso completo.

La rigidez axial obtenida haciendo un cálculo como el de las secciones 3.2.6 y 3.3.6 es de:

$$K_{axial} = 2700 \text{ N/mm} \quad (4.31)$$

Recordemos que el valor medio para la rigidez axial en piezas reales obtenido por Heiner y Brown (2003) fue de 2470 N/mm con una desviación típica de ± 620 N/mm. El valor obtenido en la simulación encaja bien dentro de este rango.

Haciendo cálculos como los de las secciones 3.2.4.1, 3.3.4.1, 3.2.4.2 y 3.3.4.2 obtenemos los siguientes valores para las rigideces a flexión:

$$EI_{frontal} = 428 \text{ Nm}^2 \quad (4.32)$$

$$EI_{sagital} = 511 \text{ Nm}^2 \quad (4.33)$$

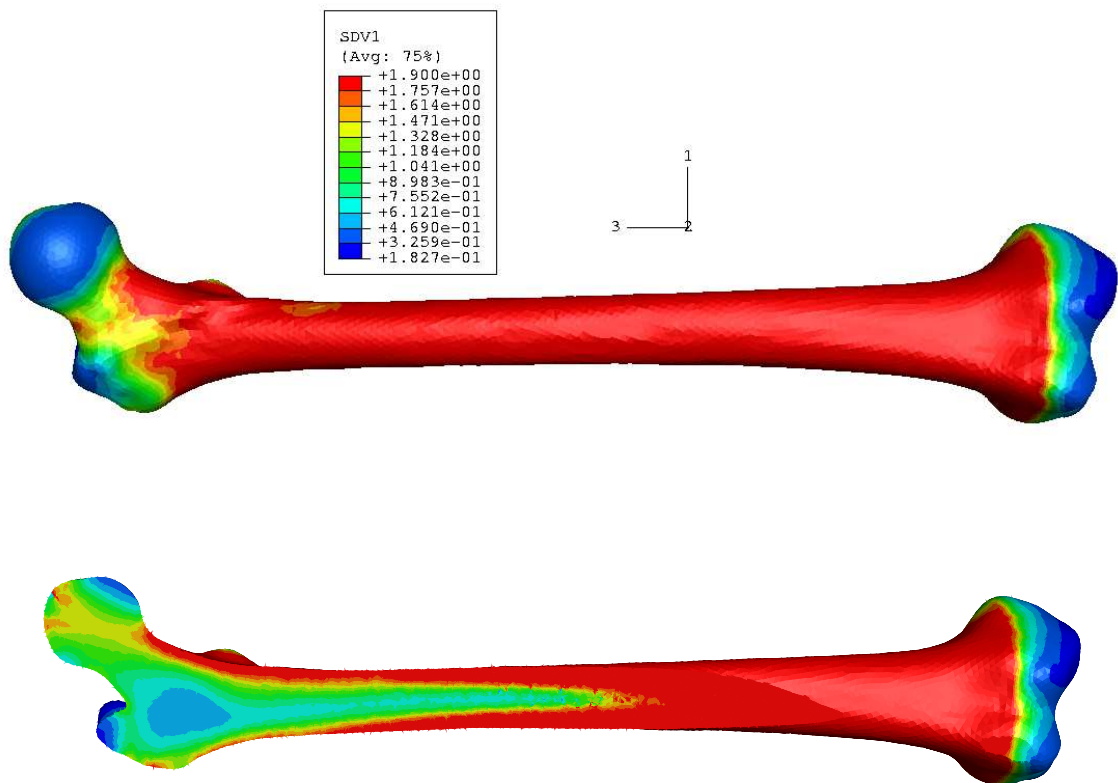


Figura 4.27: Distribución de densidades a los 100 días - Geometría completa de fémur real
- Vista exterior y corte longitudinal de la región proximal

estos valores son bastante elevados aunque podrían llegar a darse en la naturaleza, de hecho, uno de los huesos ensayados en el trabajo mencionado presenta una rigidez frontal de 474 N/m^2 .

El hecho de que la rigidez en cabeza esté próxima a valores reales y que las rigideces a flexión sean más elevadas encaja muy bien con las predicciones que hemos hecho basándonos en la influencia de las cargas que provienen del resto de músculos. Es esperable que las rigideces a flexión se aproximen a valores reales cuando se tenga en cuenta la influencia de estas cargas.

Este es el motivo por el que parte del trabajo futuro consistirá en analizar la influencia que los distintos grupos musculares tiene en el proceso de remodelación para, posteriormente, poder obtener las propiedades mecánicas en toda la pieza de la manera más realista posible.

Capítulo 5

Simulación de cargas accidentales y modelos de rotura mediante elementos finitos

5.1. Introducción

En este capítulo se realiza una primera aproximación al comportamiento del fémur bajo las cargas que lo solicitan durante choques frontales de tráfico. El programa NCAP (NHTSA (1979)) limita la carga transmitida en un choque frontal a 56 km/h a través de la rodilla en *posición neutra* a 10 kN para garantizar la integridad estructural del fémur de los ocupantes del vehículo. Esa posición neutra es aquella en la que la carga aplicada en la región distal del hueso se dirige hacia el centro de la cabeza femoral. Ensayando 13 fémures humanos bajo ese tipo de sollicitación Rupp et al. (2002) obtuvieron una carga de rotura de $7,59 \pm 1,58$ kN, es decir menor que el criterio propuesto. Es destacable que todos los huesos se rompían en el cuello. En este capítulo vamos a reproducir esos ensayos utilizando la geometría y propiedades de una réplica y también utilizando el hueso real con distribución heterogénea de propiedades obtenido en la sección 4.5.

5.2. Simulación de la rotura bajo carga axial aplicada en la *posición neutra* en la geometría de una réplica

Como primera aproximación se va a utilizar el modelo basado en las piezas artificiales de tercera generación con materiales isótropos y homogéneos tanto para el hueso cortical como para el trabecular que se empleó en la sección 3.3. Este modelo tiene una geometría más realista que la segunda generación. Además, presenta un espesor de hueso cortical en la zona del cuello mucho más razonable.

Pese a que la teoría de fallo de von Mises fue desarrollada para materiales metálicos utilizados en ingeniería como el acero, se ha utilizado en numerosas ocasiones para evaluar la probabilidad de rotura del tejido óseo (vease por ejemplo Keyak et al. (2001)) Las resistencias a tracción y a compresión del tejido óseo son distintas y este modelo no

permite tomar esa característica en consideración. Por eso no parece apropiado emplear ese criterio en este tipo de material.

Un criterio de fallo que sí admite esta diferencia de resistencias es el de Hoffman que se expresa de la siguiente manera en el espacio de tensiones principales:

$$\left[\frac{1}{\sigma^+} - \frac{1}{\sigma^-} \right] (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) + \left[\frac{1}{\sigma^+ \cdot \sigma^-} \right] (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2) + \left[-\frac{1}{\sigma^+ \cdot \sigma^-} \right] (\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3) = 1 \quad (5.1)$$

donde σ_i son las tensiones principales, σ^+ es la resistencia a tracción y σ^- la resistencia a compresión.

Cowin (1986a) propuso un criterio de rotura dependiente de la estructura tisular siguiendo la metodología de Malmeister y de Tsai y Wu. Para el caso de material isótropo este criterio se define de la siguiente manera si trabajamos en el espacio de tensiones principales:

$$G_{11}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) + F_{1111}(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2) + 2F_{1122}(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3) = 1 \quad (5.2)$$

donde σ_i son las tensiones principales y G_{11} , F_{1111} y F_{1122} se definen en función de las resistencias como sigue:

$$G_{11} = \frac{1}{\sigma^+} - \frac{1}{\sigma^-} \quad (5.3)$$

$$F_{1111} = \frac{1}{\sigma^+ \sigma^-} \quad (5.4)$$

$$F_{1122} = \frac{1}{\sigma^+ \sigma^-} - \frac{1}{2\tau^2} \quad (5.5)$$

donde σ^+ es la resistencia a tracción, σ^- la resistencia a compresión y τ la resistencia a cortante.

Siguiendo a Gómez-Benito et al. (2005) la resistencia a compresión se define así:

$$\sigma^- = \sigma_0^- \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^\gamma \quad (5.6)$$

donde σ^- es la resistencia a compresión, ρ es la densidad aparente y γ es un parámetro experimental cuyo valor se encuentra entre 1 y 2.

Los valores de referencia se fijan en $\sigma_0^- = 15,8$ MPa y $\rho_0 = 0,45$ g/cm³ y el parámetro γ se toma como 1,8.

La resistencia a tracción se define usualmente como una fracción de la de compresión:

$$\sigma^+ = \alpha \cdot \sigma^- \quad (5.7)$$

el valor de α se sitúa entre 0,4 y 0,6. Vamos a tomar un valor medio de 0,5.

La resistencia frente a tensiones tangenciales se expresa de la siguiente forma:

$$\tau = \tau_0 \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^\gamma \quad (5.8)$$

Los valores de referencia se fijan en $\tau_0 = 69$ MPa y $\rho_0 = 1,92$ g/cm³ y el parámetro γ se toma como 1,4.

Si consideramos una densidad del hueso cortical igual a 1,9 g/cm³ tendremos unas resistencias:

$$\sigma^- = 15,8 \left(\frac{1,90}{0,45} \right)^{1,8} \simeq 211 \text{ MPa} \quad (5.9)$$

$$\sigma^+ = 0,5 \cdot 211 \simeq 106 \text{ MPa} \quad (5.10)$$

$$\tau = 69 \left(\frac{1,90}{1,92} \right)^{1,4} \simeq 68 \text{ MPa} \quad (5.11)$$

Con estos valores podemos hallar G_{11} , F_{1111} y F_{1122} con lo que el criterio de Cowin queda totalmente definido para nuestro caso. Con las resistencias a tracción y compresión también tenemos todos los parámetros necesarios para utilizar el criterio de Hoffman.

Se han simulado las condiciones del criterio NCAP aplicando en los cóndilos una carga distribuida en la zona de contacto con la rótula de 10 kN dirigida hacia la cabeza del fémur. Para reproducir las condiciones de apoyo en la cadera de forma aproximada se han sujetado los nodos de la cabeza del fémur que están en contacto con el acetábulo.

Las figuras 5.1, 5.2 y 5.3 muestran el coeficiente de riesgo de fractura (RF) definido como:

$$RF = \frac{\text{Tensión equivalente}}{\text{Tensión última}} \quad (5.12)$$

cuando usamos el criterio de von Mises, de Hoffman y de Cowin. De manera que un valor de RF mayor o igual a la unidad indica que se producirá rotura del material.

Para utilizar el criterio de von Mises hemos tomado una resistencia igual al promedio entre la resistencia a tracción y compresión igual a 159 MPa.

En el caso del criterio de von Mises, la región de mayor riesgo es la zona baja del cuello con un coeficiente de riesgo de fractura de 1,16. La región media de la diáfisis está comprimida, ahí aparece un coeficiente de riesgo de 0,97. Los valores son bastante próximos. Parece probable que cambios en las condiciones de contorno o la toma en consideración de la componente dinámica del fenómeno puedan aproximar esos valores igualando el riesgo de rotura en ambas regiones.

El valor de 10 kN hará romper la pieza. Para que el riesgo fuera unitario el valor de la carga debería ser igual a $\frac{10}{1,16} = 8,62$ kN. Ese valor queda dentro del rango de $7,59 \pm 1,58$ kN = [6,01, 9,17] kN determinado experimentalmente por Rupp et al. (2002).

Cuando se utiliza el criterio de Hoffmann la zona de mayor riesgo es también el cuello, pero en este caso la región superior. Presenta un coeficiente de riesgo de 1,06. El riesgo en la diáfisis es de 0,96. El valor es muy similar al obtenido con el criterio de máxima energía de distorsión, pero en este caso la zona más susceptible de sufrir la rotura es la región lateral que se encuentra traccionada. Es lógico que en este caso la región en tracción tenga

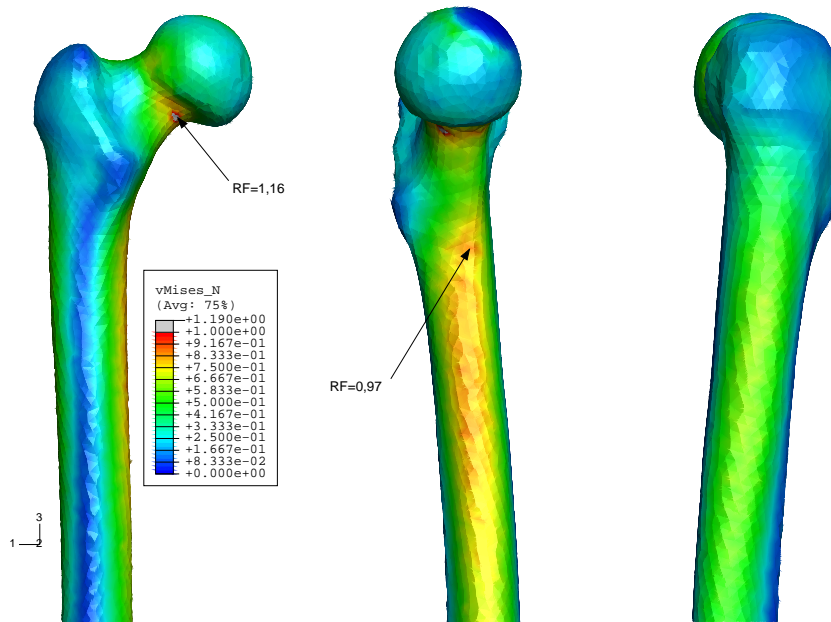


Figura 5.1: Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de von Mises en posición neutra - Réplica de fémur humano

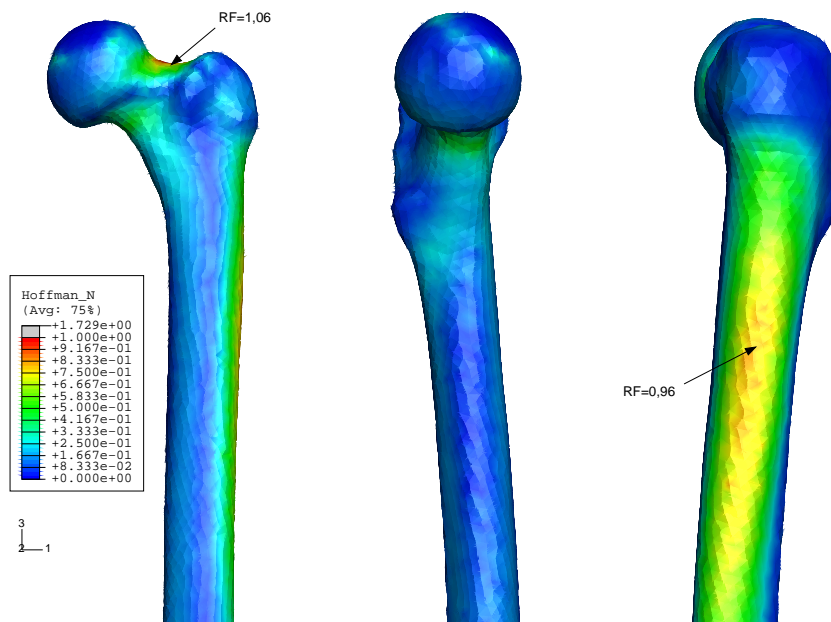


Figura 5.2: Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Hoffman en posición neutra - Réplica de fémur humano

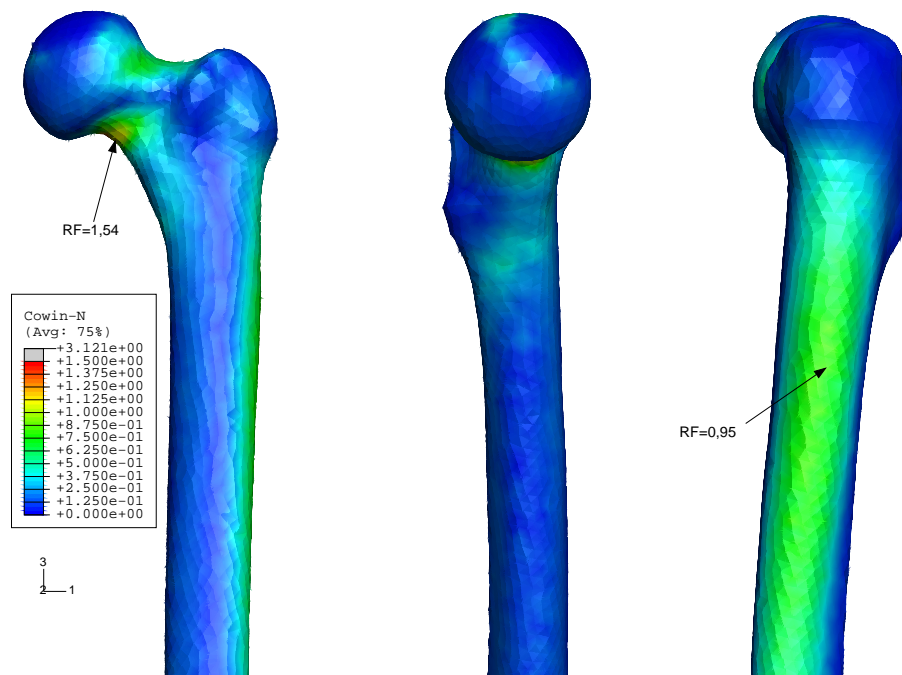


Figura 5.3: Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Cowin en posición neutra - Réplica de fémur humano

más riesgo ya que la resistencia a compresión es mayor que la que presenta el material a tracción.

Utilizando el criterio de Hoffman el valor de 10 kN también produciría la rotura. Atendiendo a este modelo el riesgo sería igual a la unidad con una carga de $\frac{10}{1,06} = 9,43$ kN que también queda dentro del rango experimental.

Cuando se aplica el modelo de rotura de Cowin el coeficiente de riesgo en el cuello es mucho mayor (1,54) mientras que en la diáfisis apenas varía (0,95).

Al igual que los otros criterios, el de Cowin isótropo predice la rotura cuando actúa una carga de 10 kN. Según este modelo habría que reducir la carga hasta $\frac{10}{1,54} = 6,49$ kN para reducir el riesgo de rotura hasta el valor de 1. Este valor también queda dentro del intervalo determinado experimentalmente.

Los tres criterios empleados predicen la rotura de la pieza cuando se aplica una carga igual a la propuesta por el criterio NCAP (10 kN). El valor de la carga de rotura determinado mediante los tres criterios queda dentro del rango definido mediante ensayos.

El coeficiente de riesgo que da el criterio de rotura de Cowin es claramente mayor que cuando empleamos los modelos de von Mises o Hoffman. Este modelo ha sido propuesto especialmente para el caso de materiales porosos y se ha empleado para predecir la rotura del tejido óseo ajustándose bastante bien a la realidad (Pietruszczak et al. (1999); Doblaré et al. (2005); Gómez-Benito et al. (2005)). Así pues, parece más fiable que los otros dos.

El criterio de von Mises da una carga límite más próxima a la determinada siguiendo el modelo de Cowin que el criterio de Hoffman, pese a que este último tiene en cuenta la diferencia entre la resistencia a tracción y a compresión del hueso. Este resultado va en la

línea del trabajo de Keyak y Rossi (2000) que afirma que la teoría de von Mises o de la máxima distorsión predice la rotura en el tejido óseo con más precisión que otras teorías existentes entre las que se encuentra el modelo de rotura de Hoffman.

No hay que olvidar que estos análisis se han hecho con un modelo de una réplica, es decir, se trata de un modelo simplificado isótropo y homogéneo. Por eso esta sección ha de entenderse únicamente como un estudio preliminar. Tanto en las simulaciones que acabamos de presentar como en el trabajo experimental, el cuello es la región en la que la fractura es más probable. En esa región los modelos de las réplicas cuentan con una capa cortical rígida y un material que trata de reproducir el hueso esponjoso con una rigidez homogénea bastante baja, de forma que apenas tiene influencia mecánica. En los huesos reales la rigidez del hueso esponjoso en esa zona no es despreciable y ese tipo de tejido tiene influencia en la respuesta mecánica. Por eso es necesario utilizar modelos más realistas que tengan en cuenta la heterogeneidad del hueso esponjoso.

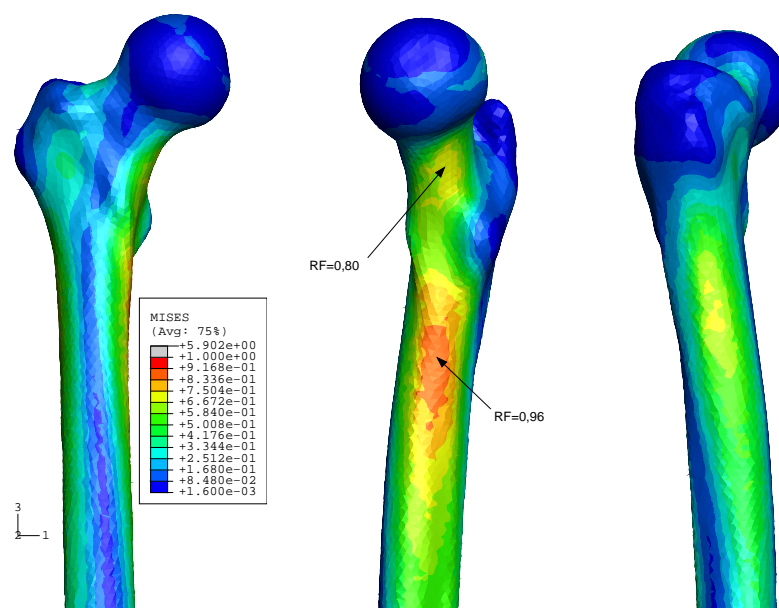


Figura 5.4: Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de von Mises en posición neutra - Hueso remodelado

5.3. Simulación de la rotura bajo carga axial aplicada en la *posición neutra* a un hueso real heterogéneo

El mismo cálculo que en el apartado anterior se ha hecho sobre el modelo real heterogéneo obtenido mediante la aplicación del modelo de remodelación de Stanford en la sección 4.5. Hemos utilizado los mismos criterios de fallo. Si aplicamos estos criterios a un hueso heterogéneo resultado del proceso de remodelación las resistencias en cada punto cambian al cambiar la densidad aparente. Así la definición del criterio se complica.

Utilizando el criterio de von Mises (figura 5.4) la región más en riesgo es la zona media de la diáfisis, con un riesgo de fractura de 0,96.

Según el criterio de Hoffman (figura 5.5) la región más susceptible de sufrir la fractura es también la diáfisis, pero en este caso en su región lateral con un RF de 0,76.

Si se aplica el criterio de Cowin (figura 5.6) los resultados se parecen bastante a los obtenidos con el criterio de Hoffmann. La región más en riesgo es también el lateral de la diáfisis. Aunque como en el caso de Hoffman el riesgo en la zona media es también elevado.

Utilizando los tres criterios obtenemos dos datos de interés. El primero es que, al contrario que cuando utilizamos el modelo de la réplica, la probabilidad de rotura de la diáfisis es mayor que la del cuello. Esto va también contra los resultados experimentales. La segunda información interesante es que bajo una carga de 10 kN ninguno de los tres criterios de fallo predice la rotura. Al igual que en el dato anterior, esto no sucedía en el apartado 5.2. Hay que tener en cuenta que la pieza procedente de la remodelación es más rígida de lo normal como vimos antes, eso puede tener cierta influencia en los resultados.

Una posible explicación al menor riesgo de rotura es que según la teoría de la remodelación el hueso se dispone en más cantidad en las regiones de más sollicitación mecánica

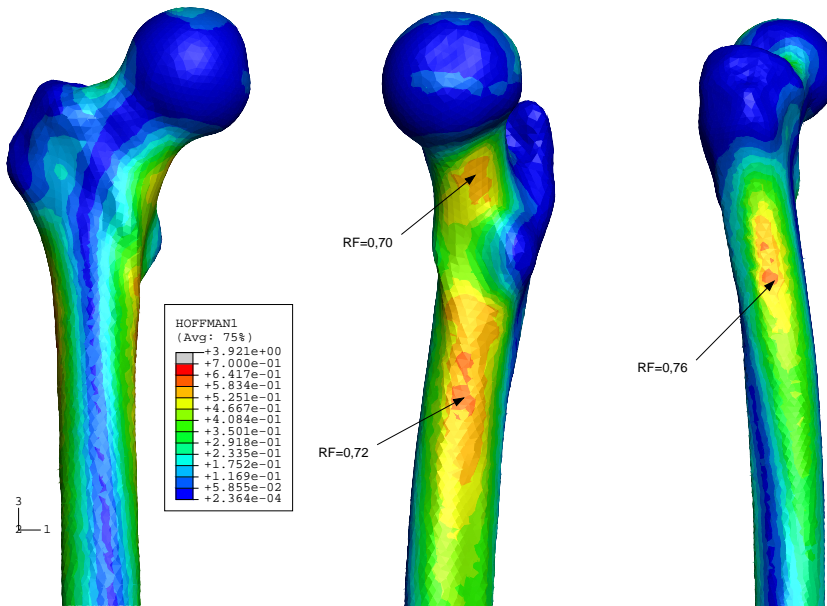


Figura 5.5: Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Hoffman en posición neutra - Hueso remodelado

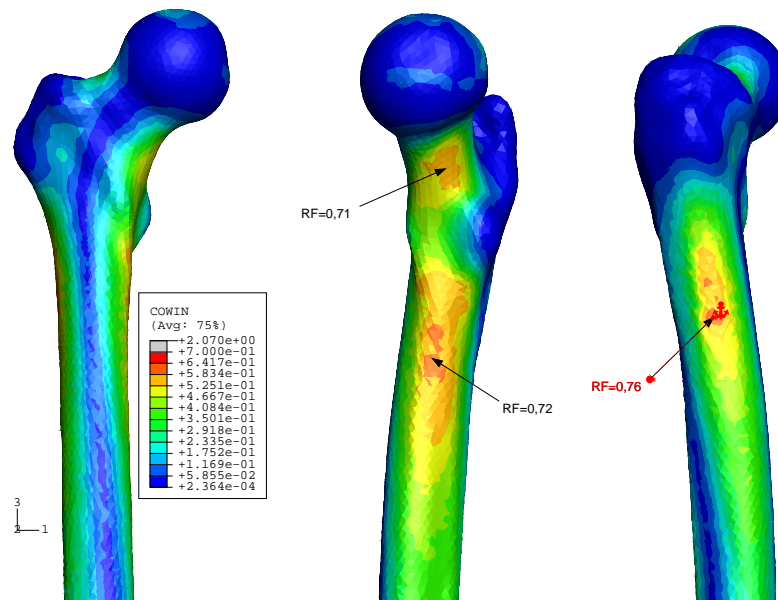


Figura 5.6: Coeficiente de riesgo rotura (RF) con el criterio de Cowin en posición neutra - Hueso remodelado

durante las cargas diarias. La sollicitación que hemos evaluado aquí es similar a las cargas de la marcha en el sentido de que sollicita al hueso en dirección parecida. Así, el hueso está más preparado para recibir cargas accidentales de características orientación similar a la de las cargas habituales. Pero esa explicación sigue chocando con los resultados empíricos que predicen la rotura bajo cargas menores.

Otra razón probable radica en la geometría de nuestro hueso real. Puede verse que su cabeza está particularmente elevada y que, por ello, el ángulo que forma el cuello con la diáfisis es muy obtuso. Debido a esa particularidad, las cargas que estamos analizando comprimen la pieza más que en huesos de otra geometría. Eso hace que el fémur aguante más que si las sollicitaciones fueran de otra forma. Habrá que estudiar hasta qué punto influye la forma del fémur humano en su resistencia a la rotura.

Capítulo 6

Conclusiones y trabajo futuro

En el desarrollo de este trabajo se han evaluado globalmente los modelos de elementos finitos de las réplicas artificiales del fémur humano disponibles en el mercado. Las características estructurales de estos modelos numéricos encajan bien con los valores de la literatura para huesos reales. Estos modelos están formados por dos materiales, uno que reproduce el hueso cortical y otro para emular al esponjoso. Ambos materiales se consideran homogéneos. Esta simplificación es excesiva cuando se quiere analizar el hueso a un nivel más detallado teniendo en cuenta la posible rotura del tejido. Así pues, estas réplicas son válidas para una aproximación preliminar, pero para obtener un mayor grado de realismo es necesario obtener una estimación realista de la distribución heterogénea de las propiedades mecánicas del tejido óseo.

Para obtener esas propiedades se han usado modelos de remodelación ósea interna. Hemos presentado una revisión de los modelos matemáticos más relevantes. Posteriormente se ha aplicado un modelo isótropo de remodelación (Beaupré et al. (1990a,b)) para obtener la distribución de densidades en el fémur proximal resultando un campo de densidades muy similar al que presentan los fémures reales. Para obtener la heterogeneidad en el hueso completo es necesario profundizar más en la influencia que tienen las solicitaciones introducidas en el hueso por los músculos que se insertan en él. De todas formas se ha simulado una primera aproximación con un grupo simplificado de cargas confirmando las predicciones de que la pieza resulta más rígida de lo normal cuando se desprecia la influencia del resto de músculos ya que se sobreestima el estímulo mecánico fuera de la región proximal (Duda et al. (1998)).

Además de la heterogeneidad en la densidad, el tejido óseo es anisótropo. El modelo de remodelación empleado es un modelo isótropo, con lo cual no es capaz de predecir la distribución de esa propiedad en la pieza. Para aproximar esa característica hemos de utilizar modelos de remodelación interna anisótropos. Así que parte del trabajo futuro consistirá en la implementación numérica de algunas de esas formulaciones y el análisis de su influencia en los resultados.

En cuanto al riesgo de rotura se ha presentado un estudio preliminar utilizando un modelo simplificado perteneciente a una de las réplicas y un modelo real heterogéneo. Se pretende reproducir los ensayos bajo carga de impacto en la región distal en posición neutra. Los resultados obtenidos con la réplica encajan bien con los resultados experimentales. Los obtenidos con el hueso real difieren algo más, es posible que debido a su forma. Habrá que analizar la posible influencia de la configuración geométrica de la pieza en su

resistencia a rotura. También es conveniente repetir este trabajo teniendo en cuenta la anisotropía del tejido óseo.

Hemos utilizado dos modelos simples (Hoffman y von Mises) así como el criterio más realista de Cowin para materiales porosos que se ha empleado con éxito por otros autores para predecir la rotura del tejido óseo. Nosotros hemos utilizado una versión simplificada para el caso de elasticidad isótropa. El criterio considera la anisotropía del tejido. Así que este modelo se empleará en su versión más general cuando obtengamos la anisotropía del tejido óseo.

No se ha considerado en esas simulaciones preliminares la influencia de la componente dinámica del proceso de impacto. Esa componente ha de ser considerada en el trabajo futuro para considerar los efectos de la propagación de las ondas de tensión y la dependencia de las propiedades mecánicas de la velocidad de deformación.

Los poros del hueso esponjoso están ocupados por médula ósea. Dependiendo de la velocidad de aplicación de la carga, ese fluido puede provocar una rigidización del tejido. Mediante ensayos de compresión de muestras de hueso trabecular Carter y Hayes (1977) determinaron que a una velocidad de deformación ($\dot{\epsilon}$) igual a 10 Hz tanto la rigidez como la resistencia del tejido aumentaban considerablemente cuando no se eliminaba la médula de los poros. Las muestras estaban rodeadas de una placa de material poroso que no dejaba fluir libremente al líquido, así que esa rigidización hidráulica puede ser menor cuando la muestra se encuentra en su ubicación original dentro del hueso. En solicitaciones de impacto las velocidades de deformación serán elevadas. Parece necesario profundizar más en este asunto para determinar la influencia del líquido confinado en la respuesta mecánica.

Otro asunto en el que se prevé trabajar es en la forma de introducir las cargas. En las simulaciones de los ensayos de rotura se ha tratado de reproducir las condiciones de éstos, para ello se ha coartado el movimiento de la cabeza femoral y se aplicado una carga en los cóndilos dirigida hacia el centro de ella. En los escenarios de accidente reales estas condiciones son diferentes. Dependiendo de la posición del ocupante la sollicitación variará de dirección y no tiene porqué dirigirse hacia la cabeza del hueso. La carga en los cóndilos se aplica a través de las estructuras que se encuentran delante del ocupante. Esas estructuras tienen una cierta flexibilidad que puede influir en los resultados. Se hace necesario modelizar ese contacto de manera más realista. Yeo y Park (2003) han trabajado en este sentido para analizar el impacto de la cabeza en esas estructuras realizando un modelo completo del salpicadero de un vehículo (ver figura 6.1). Un modelo de ese tipo puede ser necesario en nuestro caso para una evaluación más realista del fenómeno.

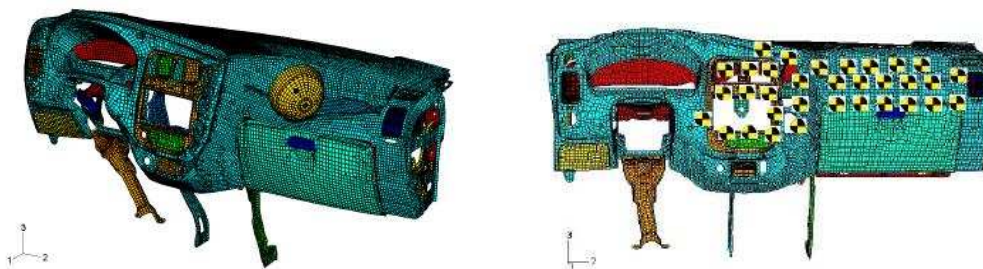


Figura 6.1: Modelo completo del salpicadero de un turismo

Por otra parte, el hueso que nos ocupa no se encuentra aislado, sino que en la cabeza está articulado con la cadera. Además, cuando la pierna está doblada se sitúa la rótula delante de los cóndilos, de forma que las solicitaciones llegan al fémur a través de ella. Incluir la rótula, la cadera y los tejidos cartilagosos de las articulaciones a través de las que se transmiten las cargas de impacto en las simulaciones las dotará de mayor realismo. El *Visible Human Male* también incluye modelos geométricos de la cadera y la rótula del mismo cadáver. Analizar la influencia de esta complejidad añadida será parte del trabajo. Para ello hemos importado en el preprocesador GiD las geometrías mencionadas (ver figura 6.2).

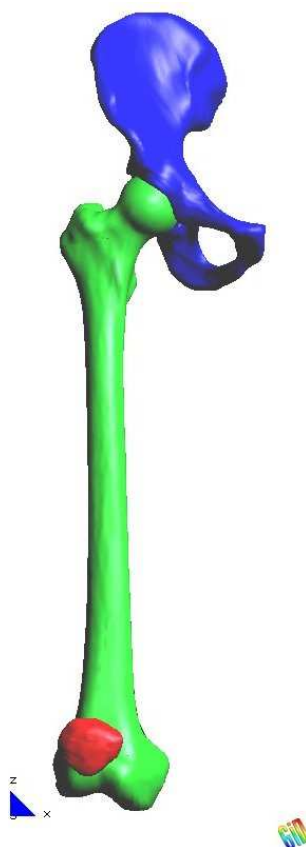


Figura 6.2: Geometría importada en GiD 8.0 de la cadera, el fémur y la rótula de una misma persona

En este trabajo hemos analizado las características estructurales de las réplicas del fémur humano con modelos elásticos y lineales, tanto isótropos como anisótropos. Estos modelos reproducen bien las características globales del hueso real que tratan de emular. Sin embargo, para analizar más detalladamente el riesgo de rotura es recomendable reproducir la heterogeneidad de la pieza y, probablemente, su anisotropía. Los resultados obtenidos en las simulaciones de casos de accidente apuntan en la misma dirección que los estudios experimentales en el sentido de que predicen la rotura cuando la carga es la prescrita por los programas de seguridad. El trabajo aquí presentado es una primera etapa de la investigación. Tenemos la esperanza de que estos primeros pasos ayuden a enfocar el trabajo de forma que los objetivos se alcancen más eficientemente y de que los resultados

que obtengamos a partir de ahora confirmen los que mencionamos en este documento.

Bibliografía

- ABAQUS. Abaqus Incorporation. *User's Manual*, 2006.
- AMPRINO, R. y BAIRATI, A. Processi de ricostruzione e di riassorbimento mella sostanza compatta delle ossa dell'uomo. *Zeitschr. f. Zellforsch. und Mikrosk. Anat.*, **24**: 439–511, 1936.
- BARINK, M. Mechanical testing of Sawbones 3rd generation composite femora. *In-house report, Pacific Research Laboratories*, 2001.
- BEALS, N. Evaluation of a composite Sawbones femur model. *Richards Medical Company, Memphis, Tennessee*, **ML-87-25.**, 1987.
- BEAUPRÉ, G. S., ORR, T. E. y CARTER, D. R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development. *Journal of Orthopaedical Research*, **8(5)**: 651–661, 1990a.
- BEAUPRÉ, G. S., ORR, T. E. y CARTER, D. R. An approach for time-dependent bone modelling and remodeling-application: a preliminary remodeling situation. *Journal of Orthopaedical Research*, **8(5)**: 662–670, 1990b.
- BELL, C. G. *A finite element and experimantal investigation of the femoral component mechanics in a total hip arthroplasty*. Tesis Doctoral, Queensland University of Technology, 2005.
- BITSAKOS, C., KERNER, J., FISHER, I. y AMIS, A. A. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, **38**: 133–139, 2005.
- BLINCOE, L., SEAVY, A., ZALOSHNIJA, E., MILLER, T., ROMANO, E. y LUCHTER, S. The economic impact of motor vehicle crashes. *National Highway Traffic Safety Administration*, Report No. DOT HS 809 446, 2002.
- BRAND, R. y CLAES, L. Review of the English translation of the law of bone remodelling by Julius Wolff. *Journal of Biomechanics*, **22**: 185–187, 1989.
- BUCKWALTER, J. A. y COOPER, R. R. Bone structure and function. En *Instructional Course Lectures. The American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 36, 27–48. 1987.
- BUCKWALTER, J. A., GLIMCHER, M. J., COOPER, R. R. y RECKER, R. Bone biology, Part I and II. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **77-A**: 1255–1290, 1995.

- BUCKWALTER, J. A., GLIMCHER, M. J., COOPER, R. R. y RECKER, R. Bone biology I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. En *Instructional Course Lectures. The American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 45, 371–386, 1996.
- BUCKWALTER, J. A. y WOO, S. L.-Y. Effects of repetitive loading and motion on the musculoskeletal tissues. *Orthopaedic Sports Medicine, Principles and Practice*, 1: 60–72, 1994.
- BURGESS. Lower extremity injuries in drivers of airbag-equipped automobiles. Clinical and crash reconstruction correlations. *Journal of Trauma*, 38: 509–516, 1995.
- CALVO, F. J. *Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos*. Tesis Doctoral, ETSI Caminos, Universidad Politécnica de Madrid, 2006.
- CARTER, D. R. Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *Calcified Tissue International*, 36: 19–24, 1984.
- CARTER, D. R. Mechanical loading history and skeletal biology. *Journal of Biomechanics*, 20: 1095–1109, 1987.
- CARTER, D. R., FYHRIE, D. P. y WHALEN, R. T. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *Journal of Biomechanics*, 20: 785–794, 1987.
- CARTER, D. R. y HAYES, W. C. The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 59: 954–962, 1977.
- CARTER, D. R., ORR, T. E. y FYHRIE, D. P. Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *Journal of Biomechanics*, 22(3): 231–244, 1989.
- CHALMERS, J. y RAY, R. D. The growth of transplanted foetal bones in different immunological environments. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 44B: 149–164, 1962.
- CHEUNG, G., ZALZAL, P., BHANDARI, M., SPELT, J. K. y PAPINI, M. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Medical Engineering and Physics*, 26: 93–108, 2004.
- CIMNE. International Center for Numerical Methods in Engineering. *User Manual*, 2007.
- COHEN, J. y HARRIS, W. H. The three dimensional anatomy of the haversian systems. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 40(2): 419–434, 1958.
- COMPLETO, A., FONSECA, F. y SIMOES, J. A. Experimental validation of intact and implanted distal femur finite element models. *Journal of Biomechanics*, **In press**, 2007.
- COOPER, R. R., MILGRAM, J. W. y ROBERTSON, R. A. Morphology of the osteon: an electronic microscopic study. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 48(7): 1239–1271, 1966.

- COWIN, S. C. Fabric dependence of an anisotropic strength criterion. *Mechanics of Materials*, **5**: 251–260, 1986a.
- COWIN, S. C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. *Journal of Biomechanical Engineering*, **108**(1): 83–88, 1986b.
- COWIN, S. C. Bone remodeling of diaphysial surfaces by torsional loads: theoretical predictions. *Journal of Biomechanics*, **20**(11-12): 1111–1120, 1987.
- COWIN, S. C. A resolution restriction for Wolff's law of trabecular architecture. *Bull. Hosp. Joint. Dis. Orthop. Inst.*, **49**: 206–213, 1989.
- COWIN, S. C. Properties of cortical bone and theory of bone remodelling. En *Biomechanics of diarthrodial joints*, 119–153. Springer, 1990.
- COWIN, S. C. Bone stress adaptation models. *Journal of Biomechanical Engineering*, **115**(4B): 11–14, 1993.
- COWIN, S. C. *Bone mechanics handbook*, cap. 30 - The false premise in Wolff's law. CRC Press, Florida, 2 ed^{ón}, 2001.
- COWIN, S. C. y BUSKIRK, W. C. V. Internal bone remodeling induced by a medullary pin. *Journal of Biomechanics*, **11**(5): 269–275, 1978.
- COWIN, S. C. y FIROOZBAKHS, K. Bone remodeling of diaphysial surfaces under constant load: theoretical predictions. *Journal of Biomechanics*, **14**(7): 417–484, 1981.
- COWIN, S. C. y HEGEDUS, D. H. Bone remodelling I: Theory of adaptative elasticity. *Journal of Elasticity*, **6**(3): 313–326, 1976.
- COWIN, S. C., SADEGH, A. M. y LUO, G. M. An evolutionary Wolff's law for trabecular architecture. *Journal of Biomechanical Engineering*, **114**(1): 129–136, 1992.
- COWIN, S. C. y VAN BUSKIRK, W. C. Thermodynamic restrictions on the elastic constants of bone. *Journal of Biomechanics*, **19**(1): 85–87, 1986.
- CRANDALL, J., PORTIER, L., PETIT, P., HALL, G. W., BASS, C. R., KLOPP, G. S., HURWITZ, S., PIKLEY, W. D., TROSSEILLE, X., TARRIERE, C. y LASSAU, J. Biomechanical response and physical properties of the leg, foot and ankle. En *40th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers*, 173–192. 1996.
- CRISTOFOLINI, L., CAPELLO, A., MCNAMARA, P. y VICECONTI, M. A minimal parametric model of the femur to describe axial elastic strain in response to loads. *Medical Engineering and Physics*, **18**: 502–514, 1996a.
- CRISTOFOLINI, L., CAPELLO, A., VICECONTI, M., TONI, A. y GIUNTI, A. A validation of synthetic femur models in relation with comparative stress shielding studies of hip stems. *2nd World Congress of Biomechanics, Amsterdam*, 1994a.
- CRISTOFOLINI, L., MCNAMARA, B. P., CAPELLO, A. y TONI, A. Errors in stress-shielding evaluation of cementless hip stems. *15th I.S.B. Congress, Jyväskylä, Finland*, 1995a.

- CRISTOFOLINI, L., MCNAMARA, B. P., CAPPELLO, A., TONI, A. y GIUNTI, A. A new protocol for stress shielding tests of hip prostheses. *Second World Congress of Biomechanics, Amsterdam*, 1994b.
- CRISTOFOLINI, L., VICECONTI, M., CAPELLO, A. y TONI, A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, **29**: 525–535, 1996b.
- CRISTOFOLINI, L., VICECONTI, M., TONI, A. y GIUNTI, A. Can composite femurs replace cadaveric femurs in in-vitro testing? *Transactions of the 19th annual Meeting of the Society for Biomaterials, Birmingham, Alabama: 125*, 1993.
- CRISTOFOLINI, L., VICECONTI, M., TONI, A. y GIUNTI, A. Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. *Journal of Biomechanics*, **28**: 617–624, 1995b.
- CROWNINSHIELD, R. D., BRAND, R. A., JOHNSTON, R. C. y MILROY, J. C. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **62-A**: 68–78, 1980.
- CROWNINSHIELD, R. D., PEDERSEN, D. R. y BRAND, R. A. A measurement of proximal femur strain with total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanical Engineering*, **102**: 230–233, 1990.
- CURTIS, T. A., ASHRAFI, S. H. y WEBER, D. F. Canalicular communication in the cortices of human long bones. *The Anatomical Record*, **212(4)**: 336–344, 1985.
- DELÉCRIN, J., PASSUTI, N., ROYER, J., ROGEZ, J. M. y BAINVEL, J. V. Extensometrie et ancrage primaire d'implants femoraux. Etude de l'appui endocortical métaphysaire supérieur de l'implant sans ciment. *Acta Orthopaedica Belgica*, **55**: 150–161, 1989.
- DIAS, J. F., LOPES, H., DE MELO, F. Q. y SIMOES, J. A. Experimental modal analysis of a synthetic composite femur. *Experimental mechanics*, **44**: 29–32, 2004.
- DIBBETS, J. M. H. One century of Wolff's law. *Bone Biodynamics in Orthodontic and Orthopaedic Treatment*, **27**: 1–13, 1992.
- DISCHINGER, P. C., BURGESS, A. R. y CUSHING, B. M. Lower extremity trauma in vehicular front-seat occupants: patients admitted to a level 1 trauma center. *Society of Automotive Engineers (SAE)*, Paper No. 950710, 1995.
- DISCHINGER, P. C., READ, K. M., KUFERA, J. A., KERNS, T. J., HO, S. M., BURCH, C. A., JAWED, N. y BURGESS, A. R. Consequences and costs of lower-extremity injuries. Inf. téc., National Study Center for Trauma and EMS, 2005.
- DOBLARÉ, M. y GARCÍA-AZNAR, J. M. Simulación del comportamiento óseo. *Informes a la Academia de Ingeniería*, **3**, 2000.
- DOBLARÉ, M., GARCÍA-AZNAR, J. M. y GÓMEZ-BENITO, M. J. Sobre la fractura del tejido óseo. *Anales de Mecánica de la Fractura*, **22**: 3–9, 2005.

- DUDA, G. N., HELLER, M., ALBINGER, J., SCHULZ, O., SCHNEIDER, E. y CLAES, L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of Biomechanics*, **31**: 841–846, 1998.
- EVANS, P. L. y MCGRORY, B. J. Fractures of proximal femur. *Hospital Physician*, **38**(4): 30–38, 2002.
- FAWCETT, D. W. *Tratado de histología*. McGraw Hill, 12 ed^{ón}., 1995.
- FELL, H. B. *The Biochemistry and Physiology of Bone*, cap. Skeletal development in tissue culture. Bourne, G. W., Ed., Academic Press, New York, 1956.
- FILDES, B., LENARD, J., LANE, J., VULCAN, P. y SEYER, K. Lower limb injuries to passenger car occupants. *Accident Analysis and Prevention*, **29**(6): 785–791, 1997.
- FROST, H. F. *Bone Remodelling and its relationship to metabolic diseases (Orthopaedic Lectures vol. III)*. Charles C. Thomas, Springfield IL., 1973.
- FUNG, Y. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. Springer, 1993.
- FYHRIE, D. P. y CARTER, D. R. A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology. *Journal of Orthopaedic Research*, **4**: 304–317, 1986.
- GARCÍA, C. Comportamiento mecánico de la pared de la aorta humana, experimentos y simulación. *Trabajo de investigación*, 2006.
- GARCÍA-AZNAR, J. M., RUEBERG, T. y DOBLARÉ, M. A bone remodeling model coupling microdamage growth and repair by 3D BMU activity. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, **4**: 147–167, 2005.
- GIBSON, L. J. The mechanical behaviour of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, **18**: 317–328, 1985.
- GÓMEZ-BENITO, M. J., GARCÍA-AZNAR, J. M. y DOBLARÉ, M. Finite element prediction of proximal femoral fracture patterns under different loads. *Journal of Biomechanical Engineering*, **127**: 9–14, 2005.
- GOODSHIP, A. E., CUNNINGHAM, J. L., OGANOV, V., DARLING, J., MILES, A. W. y OWEN, G. W. Bone loss during long term space flight is prevented by the application of a short term impulsive mechanical stimulus. *Acta Astronaut*, **43**: 65–75, 1998.
- GRAY, H. *Anatomy of the Human Body*. Lea and Febiger, 1918.
- GUO, X. E. *Bone mechanics handbook (S. C. Cowin)*, cap. 10 - Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue. CRC Press, Florida, 2 ed^{ón}., 2001.
- HARMAN, M. K., CRISTOFOLINI, L., TONI, A., VICECONTI, M. y GIUNTI, A. A reproducible in-vitro protocol for initial hip stem torsional stability. *Second World Congress of Biomechanics, Amsterdam*, 1994.

- HARMAN, M. K., TONI, A., CRISTOFOLINI, L. y VICECONTI, M. Initial stability of uncemented hip stems: an in-vitro protocol to measure torsional interface motion. *Medical Engineering and Physics*, **17(3)**: 163–171, 1995.
- HART, R. T. *Bone mechanics handbook* (S. C. Cowin), cap. 31 - Bone modeling and remodeling: theories and computation. CRC Press, Florida, 2 ed^{ón}., 2001.
- HAZELWOOD, S. J., MARTIN, R. B., RASHID, M. M. y RODRIGO, J. J. A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. *Journal of Biomechanics*, **34**: 299–308, 2001.
- HEINER, A. D. y BROWN, T. D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *Journal of Biomechanics*, **34**: 773–781, 2001.
- HEINER, A. D. y BROWN, T. D. Structural properties of an improved re-design of composite replicate femurs and tibias. En *49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*. 2003.
- HERNÁNDEZ, C. J. *Simulation of bone remodeling during the development and treatment of osteoporosis*. Tesis Doctoral, Stanford University, 2001.
- HERNÁNDEZ, C. J., BEAUPRÉ, G. S. y CARTER, D. R. A model of mechanobiologic and metabolic influences on bone adaption. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **37**, 2001.
- HILADO, C. J. *Glass reinforced epoxy systems*. Technomic Publications Company, Westport, Connecticut, USA, 1974.
- HOLTROP, M. E. The ultrastructure of bone. *Annals of Clinical and Laboratory Science*, **5**: 264–271, 1975.
- HUELKE, D. Lower extremity injuries in frontal crashes: injuries, locations, ais and contacts. *Society of Automotive Engineers*, Paper No. 910811, 1991.
- HUISKES, R., JANSSEN, J. D. y SLOOF, T. J. A detailed comparison of experimental and theoretical stress-analyses of a human femur. *Mechanical Properties of Bone*, **45**: 211–234, 1981.
- HUISKES, R., RUIMERMAN, R., VAN LETHE, G. H. y JANSSEN, J. D. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*, **405**: 704–706, 2000.
- HUISKES, R., WEINANS, H., GROOTENBOER, H. J., DALSTRA, M., FUDALA, B. y SLOFF, T. J. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic design analysis. *Journal of Biomechanics*, **20(11-12)**: 1135–1150, 1987.
- JACOBS, C. R. *Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading*. Tesis Doctoral, Stanford University, 1994.
- JACOBS, C. R., SIMO, J. C., BEAUPRÉ, G. S. y CARTER, D. R. Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *Journal of Biomechanics*, **30(6)**: 603–613, 1997.

- JANSEN, M. *On bone formation - Its relation to tension and pressure*. Longmans, London, 1920.
- KASSI, J. P., HELLER, M. O., STOECKLE, U., PERKA, C. y DUDA, G. N. Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless tha in vitro. *Journal of Biomechanics*, **38**: 1143–1154, 2005.
- KEITH, A. Hunterian lecture on Wolff's law of bone-transformation. *Lancet*, **16**: 250–252, 1918.
- KEYAK, J. H. y ROSSI, S. A. Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress and strain based failure theories. *Journal of Biomechanics*, **33**: 209–214, 2000.
- KEYAK, J. H., ROSSI, S. A., JONES, K. A., LES, C. M. y SKINNER, H. B. Prediction of femoral location in the proximal femur using finite element models. *Medical Engineering and Physics*, **23**: 657–664, 2001.
- KUPPA, S. y FESSAHAIE, O. An overview of knee-thigh-hip injuries in frontal crashes in the united states. En *International Enhanced Safety of Vehicles (ESV) Conference*. 2003.
- KUPPA, S., WANG, J., HAFFNER, M. y EPPINGER, R. Lower extremity injuries and associated injury criteria. En *International Enhanced Safety of Vehicles (ESV) Conference*. 2001.
- LANYON, I. E. Bone remodelling, mechanical stress and osteoporosis. *Osteoporosis*, 129–138, 1980.
- LANYON, L. E., GOODSHIP, A. E., PYE, C. J. y MACFIE, J. H. Mechanically adaptive bone remodelling. *Journal of Biomechanics*, **15**: 141–154, 1982.
- LANYON, L. E., HAMPSON, W. G. J., GOODSHIP, A. E. y SHAH, J. S. Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop Scand*, **46**: 256–268, 1975.
- LANYON, L. E. y RUBIN, C. T. Static versus dynamic loads as an influence on bone remodelling. *Journal of Biomechanics*, **17**: 897–905, 1984.
- LEICHTER, L. Gain in mass density of bone following strenuous physical activity. *Journal of Orthopaedic Research*, **7**: 86–90, 1989.
- MACKENZIE, E. J., BURGESS, A. R. y MCANDREW, M. P. Patient-oriented functional outcome after unilateral lower extremity fracture. *Journal of Orthopedic Trauma*, **7**: 393–401, 1993.
- MAHER, S. A. y PRENDERGAST, P. J. Discriminating the loosening behaviour of cemented hip prostheses using measurements of migration and inducible displacement. *Journal of Biomechanics*, **35(2)**: 257–265, 2002.

- MARTENS, M., VAN AUDEKERCKE, R., DE MEESTER, P. y MULIER, J. C. The mechanical characteristics of the long bones of the lower extremity in torsional loading. *Journal of Biomechanics*, **13**: 667–676, 1980.
- MARTENS, M., VAN AUDEKERCKE, R., DE MEESTER, P. y MULIER, J. C. Mechanical behaviour of femoral bones in bending loading. *Journal of Biomechanics*, **19**: 443–454, 1986.
- MARTIN, R. B. Porosity and specific surface of bone. En *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 10, 179–222. CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, 1984.
- MARTIN, R. B. y BURR, D. B. *Structure, function and adaptation of cortical bone*. 1989.
- MARTIN, R. B., BURR, D. B. y SHARKEY, N. A. *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer Verlag New York Inc., New York, USA, 1998.
- MARTÍNEZ REINA, F. J. *Aplicación de modelos de remodelación ósea interna al estudio del comportamiento de implantes dentales*. Tesis Doctoral, ESI Industriales, Universidad de Sevilla, 2006.
- McKELLOP, H., EBRAMZDEH, E., NIEDERER, P. G. y SARMIENTO, A. Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur. *Journal of Orthopaedic Research*, **9**: 297–305, 1991.
- McNAMARA, B. P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A. y TAYLOR, D. Effects of bone-prosthesis interface bonding on stress shielding in cementless THA. En *ASME Winter Annual Meeting, Chicago*. 1994a.
- McNAMARA, B. P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A. y TAYLOR, D. Effects of bone-prosthesis interface bonding on stress shielding in cementless THA. En W. E. B. Middleton, Pande y S. Journals International publ., eds., *Recent Advances in Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 1994b.
- McNAMARA, B. P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A. y TAYLOR, D. Evaluation of experimental and finite element models of synthetic and cadaveric femora for pre-clinical design-analysis. *Journal of Clinical Materials*, **17**: 131–140, 1995.
- McNAMARA, B. P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A. y TAYLOR, D. Relationship between bone prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction. *Journal of Biomechanics*, **30**: 621–630, 1997.
- McNAMARA, B. P., CRISTOFOLINI, L., TONI, A., TAYLOR, D. y GIUNTI, A. Stress shielding predicted using a composite material femur. En *2nd World Congress of Biomechanics, Amsterdam*. 1994c.
- MELVIN, J. W. y STALNAKER, R. L. Tolerance and response of the knee-femur-pelvis complex to axial impact. *University of Michigan, Highway Safety Research Institute, UM-HSRI-76-33*, 1976.

- MELVIN, J. W., STALNAKER, R. L., ALEM, N. M., BENSON, J. B. y MOHAN, D. Impact response and tolerance of the lower extremities. En *19th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers*, 543–559. 1975.
- MILLER, E. J. y MARTIN, G. R. The collagen of bone. *Clinical Orthopaedics and related research*, **59**: 195–232, 1968.
- MORCOVESCU, V. The stress values numerical computing in the proximal femur under physiological load conditions. 2000.
- MORGAN, R. M., EPPINGER, R. H. y HENNESSEY, B. C. Ankle joint injury mechanisms for adults in frontal automotive impact. En *35th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers*, 189–198. 1991.
- MOTOSHIMA, T. Studies on the strength of bending of human long extremity bones. *Journal of Kyoto Prefectural University of Medicine*, **68**: 1377–1397, 1960.
- MURRAY, P. D. F. *Bones - A study of the development and structure of the vertebrate skeleton*. Cambridge University Press, Cambridge, 1936.
- NHTSA. National Highway Traffic Safety Administration. *New Car Assessment Program*, 1979.
- NORDIN, M. y FRANKEL, V. H. *Basic biomechanics of the skeletal system*, cap. Biomechanics of whole bone and bone tissue, 15–61. Lea and Febiger, 1980.
- ORE, L. S., TANNER, C. B. y STATES, J. D. Accident investigation and impairment study of lower extremity injury. *Society of Automotive Engineers (SAE)*, Paper No. 930096, 1993.
- OTANI, T., WHITESIDE, L. A. y WHITE, S. E. Strain distribution in the proximal femur with flexible composite and metallic femoral components under axial and torsional loads. *Journal of Biomedical Materials Research*, **27**: 575–585, 1993a.
- OTANI, T., WHITESIDE, L. A., WHITE, S. E. y MCCARTHY, D. S. Effect of femoral component material properties on cementless fixation in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, **8**: 67–74, 1993b.
- OXNARD, C. E. y YANG, H. C. Beyond biometrics: studies of complex biological patterns. *Symp. Zool. Soc. Lond.*, **46**: 127–167, 1981.
- PARFITT, A. M. *Bone Histomorphometry Techniques and Interpretation*, cap. The physiologic and clinical significance of bone histomorphometric data, 143–223. CRC Press, Boca Raton, USA, 1983.
- PATRICK, L. M., KROELL, C. K. y MERTZ, H. M. Forces on the human body in simulated crashes. En *9th Stapp Car Crash Conference, University of Minnesota*, 237–260. 1966.
- PATTIMORE, D., WARD, E., THOMAS, P. y BRADFORD, M. The nature and cause of lower limb injuries in car crashes. En *Stapp Car Crash Conference*. 1991.

- PAUWELS, F. *Gesammelte abhandlungen sur funktionellen anatomie des bewegungsapparates*. Springer Verlag, Berlín, 1965.
- PEREZ, J. V., WARWICK, D. J., CASE, C. P. y BANNISTER, G. C. Death after proximal femoral fracture - an autopsy study. *Injury*, **26(4)**: 237–240, 1995.
- PIETRUSZCZAK, S., INGLIS, D. y PANDE, G. N. A fabric-dependent fracture criterion for bone. *Journal of Biomechanics*, **32**: 1071–1079, 1999.
- POWELL, W. R., ADVANI, S. H., CLARK, R. N., OJALA, S. J. y HOLT, D. J. Investigation of femur response to longitudinal impact. En *18th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers*, 539–556. 1974.
- POWELL, W. R., OJALA, S. J., ADVANI, S. H. y MARTIN, R. B. Cadaver femur responses to longitudinal impacts. En *19th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers*, 561–579. 1975.
- PROUBASTA, I., MUR, J. G. y PLANELL, J. A. *Fundamentos de biomecánica y biomateriales*. 1997.
- RAMER, M., VICECONTI, M., TONI, A., PIPINO, F. y GIUNTI, A. Biomechanical validation of a new nail-plate for the repair of stable proximal femoral fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, **116**: 137–142, 1997.
- READ, K. Physical and psychosocial outcomes following motor vehicle related lower extremity injury. En *Proceedings of the Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM) Conference*. 2002.
- RODRÍGUEZ, J. *Modelos numéricos para mecánica cardiovascular de las paredes arteriales y sus procesos de adaptación*. Tesis Doctoral, ETSI Caminos, Universidad Politécnica de Madrid, 2003.
- ROHLMANN, A., MOSSNER, U., BERGMANN, G. y KOLBEL, R. Finite-element analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *Journal of Biomechanics*, **16**: 727–742, 1983.
- ROUX, W. *Gesammelte abhandlungen uber entwicklungsmechanik der organismen*. Wilhelm Engelmann, Leipzig, 1895.
- RUBIN, C. T. y HAUSMAN, M. R. The cellular basis of Wolff's law. transduction of physical stimuli to skeletal adaptation. *Rheumat. Dis. Clin. North America*, **14**: 503–517, 1988.
- RUBIN, C. T. y LANYON, L. E. Bone remodelling in response to applied dynamic loads. *Trans Orthop Res Soc*, **6**: 64, 1981.
- RUBIN, C. T. y LANYON, L. E. Regulation of bone mass by peak strain magnitude. *Trans Orthop Res Soc*, **8**: 70, 1983.
- RUBIN, C. T. y LANYON, L. E. Regulation of bone formation by applied dynamic loads. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **66-A**: 397–402, 1984.

- RUBIN, C. T. y LANYON, L. E. Osteoregulatory nature of mechanical stimuli: function as a determinant for adaptative remodeling in bone. *Journal of Orthopaedic Research*, **5**: 300–310, 1987.
- RUPP, J. D., REED, M. P., JEFFREYS, T. A. y SCHNEIDER, L. W. Effects of hip posture on the frontal impact tolerance of the human hip joint. *Stapp Car Crash Journal*, **47**: 21–33, 2003.
- RUPP, J. D., REED, M. P., VAN EE, C. A., KUPPA, S., WANG, S. C. y GOULET, J. A. The tolerance of the human hip to dynamic knee loading. *Stapp Car Crash Journal*, **45**: 211–228, 2002.
- RUPP, J. D. y SCHNEIDER, L. W. Injuries to the hip joint in frontal motor-vehicle crashes: biomechanical and real-world perspectives. *Orthopedic Clinics of North America*, **35**: 493–504, 2004.
- SHYBUT, G. T., ASKEW, M. J., HORI, R. Y. y STULBERG, S. D. Theoretical and experimental studies on femoral stresses following surface replacement hip arthroplasty. *The Proceedings of the Institute of Medicine of Chicago*, **33 (3)**: 95–106, 1980.
- SOBOTTA, J. *Atlas de Anatomía Humana*. Editorial Médica Panamericana, 21 ed^{ón}., 2000.
- STOLK, J., VERDONSCHOT, N., CRISTOFOLINI, L., TONI, A. y HUISKES, R. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*, **35**: 499–510, 2002.
- STUCKI, S. Determination of frontal offset test conditions based on crash data. En *International Enhanced Safety of Vehicles (ESV) Conference*. 1998.
- SZIVEK, J. A. y GEALER, R. L. Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *Journal of Applied Biomaterials*, **2**: 277–280, 1991.
- SZIVEK, J. A., THOMAS, M. y BENJAMIN, J. B. Characterisation of a synthetic foam as a model for human cancellous bone. *Journal of Applied Biomaterials*, **4**: 269–272, 1993.
- SZIVEK, J. A., WENG, M. y KARPMAN, R. Variability in the torsional and bending response of a commercially available composite femur. *Journal of Applied Biomaterials*, **1**: 183–186, 1990.
- TAYLOR, D. Fatigue of bone and bones: an analysis based on stressed volume. *Journal of Orthopaedic Research*, **16(2)**: 163–169, 1998.
- TAYLOR, D., CASOLARI, E. y BIGNARDI, C. Predicting stress fractures using a probabilistic model of damage, repair and adaptation. *Journal of Orthopaedic Research*, **22**: 487–494, 2004.

- TAYLOR, D., HAZENBERG, J. G. y LEE, T. C. The cellular transducer in damagestimulated bone remodelling: a theoretical investigation using fracture mechanics. *Journal of Theoretical Biology*, **225**: 65–75, 2003.
- TAYLOR, D. y TILMANS, A. Stress intensity variations in bone microcracks during the repair process. *Journal of Theoretical Biology*, **229**: 169–177, 2004.
- THOMAS, P. T., BRADFORD, M., CHARLES, J. y FAY, P. Lower extremity injuries and their causation in car crashes: real-world accident data collection. En *Pelvic and Lower Extremity Injury conference*, 15–24. 1995.
- TRIEPEL, H. *Die Architekturen der menschlichen knochenspongiosa*. Verlag der J. F. Bergmann, Munich, 1922.
- UTA, S. Development of synthetic bone models for the evaluation of fracture fixation devices. *Nippon Seikegeka Gakkai Zasshi*, **66 (11)**: 1156–1164, 1992.
- VAN RIETBERGEN, B. y HUISKES, R. *Bone mechanics handbook (S. C. Cowin)*, cap. 15 - Elastic constants of cancellous bone. CRC Press, Florida, 2 ed^{ón}, 2001.
- VERDONSCHOT, N., BARINK, M., STOLK, J., GARDENIERS, J. y SCHREURS, B. Do unloading periods affect migration characteristics of cemented femoral components? an in vitro evaluation with the exeter stem. *Acta Orthopaedica Belgica*, **68(4)**: 348–355, 2002.
- VIANO, D. C. Considerations for a femur injury criteria. En *21th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers*, 445–473. 1977.
- VICECONTI, M. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineering and Physics*, **22**: 379–380, 2000.
- VICECONTI, M. y BELLINGERI, L. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femur. *Medical Engineering and Physics*, **20**: 1–10, 1998.
- VICECONTI, M., CASALI, M., MASSARI, B., CRISTOFOLINI, L., BASSINI, S. y TONI, A. The 'Standardized Femur Program' proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur. *Journal of Biomechanics*, **29(9)**: 1241, 1996.
- VICECONTI, M., CRISTOFOLINI, L., TONI, A. y GIUNTI, A. Transversal compliance of synthetic femurs. *Biomaterials and Intelligent Materials C.N.R. Meeting, Brindisi*, 1992.
- VON MEYER, G. H. Die architektur der spongiosa. *Arch. Anat. Physiol. Wiss. Med. (Reichert DuBois-Reymonds Arch.)*, **34**: 615–628, 1867.
- WAIDE, V., CRISTOFOLINI, L., STOLK, J., VERDONSCHOT, N., BOOGAARD, G. y TONI, A. Modelling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. *Journal of Biomechanics*, **37**: 13–26, 2004.

- WHALEN, R. T., CARTER, D. R. y STEELE, C. R. Influence of physical activity on the regulation of bone density. *Journal of Biomechanics*, **21**: 825–837, 1988.
- WOLFF, J. Das gesetz der transformation der knochen. 1892. Hirschwald, Berlin.
- YEO, T. J. y PARK, J. A unified FE modeling approach to an automobile cockpit module. En *Abaqus Users' Conference*. 2003.